



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**MARIA GORETI DA SILVA**

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE RESTAURAÇÕES MOD:  
EFEITO DA MATRIZ RESINOSA E DO MÉTODO DE  
FOTOATIVACÃO**

**FLORIANÓPOLIS**

**2013**



**MARIA GORETI DA SILVA**

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE RESTAURAÇÕES MOD:  
EFEITO DA MATRIZ RESINOSA E DO MÉTODO DE  
FOTOATIVÇÃO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de Concentração Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates.

Coorientador: Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain.

**Florianópolis  
2013.**

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Maria Goreti da Silva

Resistência à Fratura de Restaurações MOD: Efeito da Matriz Resinosa e do Método de Fotoativação / Maria Goreti da Silva; orientador, Luiz Henrique Maykot Prates ; coorientador, Marcelo Carvalho Chain - Florianópolis, SC, 2013. 90 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. resina composta. 3. resistência à compressão. 4. Fotoativação. I. , Luiz Henrique Maykot Prates. II. , Marcelo Carvalho Chain. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

**Maria Goreti da Silva**

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE RESTAURAÇÕES MOD:  
EFEITO DA MATRIZ RESINOSA E DO MÉTODO DE  
FOTOATIVÇÃO**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de “Mestre em Odontologia”, área de concentração Materiais Dentários, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 28 de fevereiro de 2013

---

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini  
Coordenador do Curso

**BANCA EXAMINADORA:**

---

Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates  
Orientador

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> Simone Xavier Silva Costa  
Membro

---

Prof. Dr. Luis Leonildo Boff  
Membro



***“Deus te abençoe, meu  
amigo. Deus te de o que desejas. Que  
palpes, oiças, que vejas o sonho que  
anda contigo”***

Antônio Gedeão (1906-1997), poeta português, em *Sou Assim*, do livro *Poesias Completas* (Portugalia).





## **AGRADECIMENTOS**

A **DEUS**, pelo dom da vida, por me iluminar e me proteger sempre, em todas as fases de minha vida, dando-me força, persistência e saúde para minha família.

À minha família pelo incentivo, entusiasmo e valores que me passaram em todas as etapas da minha vida. Meu muito Obrigado.

Ao meu namorado, companheiro e amigo, Leonil Manuel Machado, ao qual tive a sorte de tê-lo ao meu lado.

À Universidade Federal de Santa Catarina, pela minha formação acadêmica, na graduação e agora através da pós-graduação.

Ao meu Orientador, Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates, por ter acreditado em mim e, apesar de todas as dificuldades e obstáculos, ter sempre se dedicado com paciência e competência, tornando este trabalho possível. Meu muito obrigado.

A todos os amigos e colegas da pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, e em especial à amiga Ana Elisa C. Kauling por sua disponibilidade amorosa quando solicitada. Meu muito obrigado.

A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização deste trabalho.



“Tenho amigos para saber quem eu sou, pois vendo-os loucos e santos, bobos e sérios, crianças e velhos, **nunca me esquecerei de que a normalidade é uma ilusão imbecil e estéril.**”

Fernando Pessoa



**SILVA, M.G. Resistência à fratura de restaurações MOD: efeito da matriz resinosa e do método de fotoativação.** 2013. 90 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Opção Materiais Dentários) Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## **RESUMO**

O objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito de dois compósitos, com diferentes matrizes poliméricas, e da técnica de fotoativação, sobre a resistência à fratura, por compressão, de pré-molares superiores com restaurações de classe II. Em 56 pré-molares superiores foram preparadas cavidades MOD, simulando tratamentos endodônticos, sendo os dentes divididos em quatro grupos (n=14) de acordo com os seguintes procedimentos: G1: fotoativação convencional, restauração com Filtek Z350XT (3M ESPE) e adesivo Adper Single Bond2 (3M ESPE); G2: fotoativação por pulso tardio, restauração com Filtek Z350XT (3M ESPE) e adesivo Adper Single Bond2 (3M ESPE); G3: fotoativação convencional, restauração com Filtek P90 (3M ESPE) e adesivo próprio da Filtek P90 (3M ESPE); e G4: fotoativação por pulso tardio, restauração com Filtek P90 (3M ESPE) e adesivo próprio da Filtek P90 (3M ESPE). No G1 e G3 (fotoativação convencional), a aplicação de compósito foi em incrementos de 2mm, sendo cada incremento fotoativado por 40 segundos, com aparelho do tipo LED, com intensidade de 500 mW/cm<sup>2</sup>, aferida com radiômetro (Demetron). No G2 e G4 (fotoativação por pulso tardio) a aplicação de compósito também foi com incrementos de 2mm, porém, sendo cada incremento fotoativado, inicialmente durante 5 segundos, com 300 mW/cm<sup>2</sup>. Após um período de 5 minutos foi realizada nova fotoativação, por 40 segundos, com intensidade de 500 mW/cm<sup>2</sup>. A fotoativação foi repetida para cada incremento. Após 24 horas, os espécimes foram polidos e submetidos ao teste de compressão, com ponta ativa com formato cilíndrico/arredondado (Instron-0,5mm/min). Os valores médios (newtons) após ANOVA2 e Teste de Tukey (p>0,05) foram: G1: 1157,98 (444,62); G2: 1404,14 (391,82); G3: 1255,30 (422,34); e G4: 1213,76 (419,95). A resistência à fratura, por compressão, dos pré-molares com restaurações MOD foi estatisticamente similar nos quatro grupos avaliados. Portanto, não foram verificadas diferenças significativas relacionadas aos dois compósitos, com diferentes matrizes

poliméricas, e ao método de fotoativação, convencional e por pulsotardio.

**Palavras-chave:** resina composta, resistência à compressão, Fotoativação.

**SILVA, M.G. Fracture resistance of MOD restorations: effect of resin matrix and the method of photoactivation.** 2013. 90 f.. Dissertação (Mestrado em Odontologia - Opção Materiais Dentários) Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## **ABSTRACT**

The aim of this study was to evaluate the effect of two composites with different polymer matrices, and the curing technique on the fracture resistance, by compression, in pré-molars with class II restorations. In 56 pré-molars were prepared MOD cavities, simulating endodontic treatment, the tooth being divided into four groups (n=14) according to the following procedures: G1: conventional photoactivation, restoration with Filtek Z350XT (3M ESPE) and adhesive Adper Single Bond2 (3M-ESPE); G2: Pulse delay photoactivation, restoration with Filtek Z350XT (3M-ESPE), and adhesive Adper Single Bond2 (3M ESPE); G3: conventional photoactivation, restoration with Filtek P90 (3M ESPE), and adhesive itself Filtek P90 (3M ESPE); e G4: pulse delay photoactivation, restoration with Filtek P90 (3M ESPE), and adhesive itself Filtek P90 (3M ESPE). In G1 and G3 (convencional photoactivation), applying composite was 2mm increments, each increment, light cured for 40 seconds, with LED unit, with an intensity of 500 mw/cm<sup>2</sup>, measured with a radiometer (Demetron). In G2 and G4 (pulse delay photoactivation) applying composite was also increments of 2mm, however, each increment being photoactivation initially for 5 seconds, with 300 mw/cm<sup>2</sup>. After a period of 5 minutes a new photoactivation was performed for 40 seconds with a intensity of 500 mw/cm<sup>2</sup>. The photoactivation was repeated for each increment. After 24 hours, the specimens were polished and tested for compression, with asset with format cylindrical/round (Instron – 0,5 mm/min). Mean values (newtons) after ANOVA2 and Tukey (p>0,05) were: G1: 1157,98 (444,62); G2: 1404,14 (391,82); G3: 1255,30 (422,34); e G4: 1213,76 (419,95). The fracture toughness, by compression, in premolars with MOD restorations was statistically similar in the four groups. Therefore, there were no significant differences related to the two composites, with different polymer matrices and the method of curing (convencional and pulse delay).

**Keywords:** composite, compressive strength, photoactivation.





## LISTAS DE FIGURAS

|  |    |
|--|----|
| <b>Figura 1:</b> Filtek Z350XT+ sistema adesivo Adper Single Bond2 (3M ESPE).....  | 47 |
| <b>Figura 2:</b> Filtek P90+ sistema adesivo Filtek P90 (3M ESPE).....   | 47 |
| <b>Figura 3:</b> Dentes (pré-molares superiores recém extraídos).....  | 49 |
| <b>Figura 4:</b> Paquímetro medindo a distância vestibulo-lingual do dente.....  | 51 |
| <b>Figura 5:</b> Paquímetro medindo a altura da cúspide lingual.....   | 52 |
| <b>Figura 6:</b> Dente sendo preparado com caneta de alta rotação (505c extra-torque/Kavo).....  | 53 |
| <b>Figura 7:</b> Paquímetro medindo o preparo da cavidade do tipo MOD.....   | 53 |
| <b>Figura 8:</b> Espaçador de resina acrílica posicionado no fotoativador.....   | 54 |
| <b>Figura 9:</b> Fotoativador LED (Ultra-Lume Led 5, ULTRADENT, USA).....  | 55 |
| <b>Figura 10:</b> Fotoativação do dente.....   | 55 |
| <b>Figura 11:</b> Radiômetro específico para LEDs (DEMETRON) aferindo a potência do fotoativador.....  | 56 |
| <b>Figura 12:</b> Peça cilíndrica/arredondada para ensaio de compressão e Ensaio de compressão na máquina de testes (Instron 4444).....  | 57 |
| <b>Figura 13:</b> Dente fraturado.....   | 57 |
| <b>Figura 14:</b> Padrão de fratura dos dentes.....  | 58 |
| <b>Figura 15:</b> Representação gráfica dos valores médios de resistência à fratura, por compressão (newtons), de restaurações MOD de resina composta nos diferentes grupos avaliados ( n=14 )...... | 60 |



## LISTA DE TABELAS

|  |    |
|--|----|
| <b>Tabela 1:</b> Composição dos sistemas adesivos e resinas compostas, com seus respectivos fabricantes (conforme perfil técnico do fabricante).....                   | 48 |
| <b>Tabela 2:</b> Grupos testados nas variáveis sistema restaurador (resina/sistema adesivo) e método de fotoativação.....  | 51 |
| <b>Tabela 3:</b> Valores médios de resistência à fratura, por compressão (newtons), de restaurações MOD de resina composta nos diferentes grupos avaliados (n=14)..... | 59 |
| <b>Tabela 4:</b> Resultados em N e Kgf do Grupo 1: Filtek Z350 com fotoativação convencional .....   | 83 |
| <b>Tabela 5:</b> Resultados em N e Kgf do Grupo 2: Filtek Z350 com pulso tardio.....   | 83 |
| <b>Tabela 6:</b> Resultados em N e Kgf do Grupo 3: Filtek P90 com fotoativação convencional.....   | 84 |
| <b>Tabela 7:</b> Resultados em N e Kgf do Grupo 4: Filtek P90 com pulso tardio.....  | 84 |
| <b>Tabela 8:</b> Quadro de Análise de Variância (ANOVA 2).....   | 85 |
| <b>Tabela 9:</b> Valores de $p$ a partir da comparação entre os grupos, pelo teste de Tukey (5%).....  | 85 |
| <b>Tabela 10:</b> Valores de $p$ a partir da comparação entre os grupos, pelo teste t de Student (5%).....   | 85 |



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Bis-GMA - Bisfenol-A diglicidil metacrilato  
mm - milímetro  
MOD – Cavidades mésio-ocluso-distal  
s – segundos  
TEGDMA – trietileno glicol dimetacrilato  
 $\text{mW/cm}^2$  - milliwatt por centímetro quadrado  
FTIR – Espectofometria por infravermelho de Fourier  
MPa - megapascal ou megapascals  
 $\mu\text{m}$  - micrometros  
 $^{\circ}\text{C}$  - graus celcius  
 $\text{J/cm}^2$  - joule por centímetro ao quadrado  
LED - *light emitting diode* ou diodo emissor de luz  
HEMA - 2-hidroxietil metacrilato –  
N - newtons  
Hz - hertz  
pH - potencial hidrogeniônico  
UDMA - Uretano dimetacrilato  
nm - nanômetro  
Bis-EMA - ethoxylatedbisphenol-A dimethacrylate  
CP – Corpo de prova  
KHN – microdureza de Knoop  
kgf – kilograma força



## SUMÁRIO

|   |           |
|---|-----------|
| <b>INTRODUÇÃO .....</b>   | <b>25</b> |
| <b>REVISÃO DA LITERATURA.....</b>   | <b>29</b> |
| <b>PROPOSIÇÃO.....</b>  | <b>45</b> |
| <b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>   | <b>47</b> |
| <b>RESULTADOS.....</b>  | <b>59</b> |
| <b>DISCUSSÃO.....</b>   | <b>61</b> |
| <b>CONCLUSÃO.....</b>   | <b>67</b> |
| <b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>  | <b>69</b> |
| <b>ANEXOS.....</b>  | <b>75</b> |
| Anexo 1: Plataforma Brasil - Ministério da Saúde, Universidade<br>Federal de Santa Catarina – UFSC, Comitê de Ética ..... | <b>77</b> |
| Anexo 2: Termo de Doação do Dente.....  | <b>81</b> |
| Anexo 3: Produção durante o mestrado.....   | <b>85</b> |





## INTRODUÇÃO

Apesar da evolução constante das resinas compostas e dos sistemas adesivos, a contração de polimerização das resinas ainda persiste como um dos principais objetivos das pesquisas. Reduzir a contração de polimerização das resinas compostas, sem comprometer as propriedades mecânicas e/ou manipulação, continua sendo o maior desafio dos cientistas que trabalham com esses materiais.

Dentes com tratamento endodôntico tornam-se frágeis com o tempo e mais susceptíveis à fratura. Estes são reabilitados, normalmente, com pinos metálicos intracanal e coroas metálicas fundidas, com conseqüente remoção radical de tecido dental, tornando-o ainda mais frágil. Na clínica, notadamente, há grande incidência de pré-molares superiores acometidos por cárie proximal com indicação de tratamento endodôntico. Outro fator comum na clínica são tratamentos endodônticos que necessitam acompanhamento para avaliação de um posterior resultado favorável, sendo, a resina composta o material mais selecionado em detrimento às coroas metálicas (WENDT JR., HARRIS, HUNT, 1987).

Desde o surgimento da técnica do condicionamento ácido da estrutura dentária, proposto por Buonocore (1955), do desenvolvimento da resina Bis-GMA, por Bowen (1962), do emprego consolidado da fotoativação da resina composta (1978), até o da formação da camada híbrida a partir da aplicação de sistemas adesivos, como descritos por Nakabayashi (1982), vários estudos têm se concentrado na avaliação e desenvolvimento de materiais e técnicas que minimizem a contração de polimerização e efeitos relacionados, tais como infiltração marginal, sensibilidade pós-operatória, trincas na estrutura dentária remanescente, etc.

Atualmente, os compósitos por serem mais versáteis e confiáveis são usados em restaurações diretas e indiretas, com diferentes dimensões, inclusive cavidades profundas e amplas. A contração de polimerização da resina composta é a principal responsável pela formação de fendas nas paredes das restaurações (LEPRINCE et al., 2010). A reação de reticulação (polimerização) dos materiais poliméricos atuais se dá por intermédio da ativação de substância fotossensível, tal como a canforquinona, que reage com o agente iniciador para formar radicais livres, que, por sua vez, se unirão às moléculas monoméricas que apresentam distâncias maiores, frouxamente delimitadas por forças de Van der Waals. Assim, essas moléculas unem-se quimicamente, formando cadeias poliméricas em

cujo processo ocorre a simultânea diminuição dos espaços entre as moléculas, por meio de ligações covalentes mais curtas e firmes entre as unidades de monômeros, o que leva a um encurtamento de cadeias e um encolhimento volumétrico de 2 a 4 % (ANUSAVICE, 1998). Essa contração de polimerização inerente às resinas compostas, segundo Christensen (1999), persistirá até que resinas sem contração ou portadoras de monômeros que expandam durante a reação de reticulação (polimerização) estejam disponíveis no mercado.

Infelizmente o grau de conversão é sempre diretamente proporcional a contração (ASMUSSEN e PEUTZFELDT, 2002; DAVIDSON e DE GEE 2000). Bouschlicher e Rueggberg (2000) e Soh et al. (2004), sugeriram que o efeito da contração pós-gel e o estresse de contração podem ser minimizados pelo controle do fluxo da intensidade luminosa durante a reticulação (polimerização), ou seja, aplicando-se pulsos curtos de energia ou pré- polimerização em baixa intensidade de luz, seguida por uma cura definitiva em alta intensidade (“soft-start” técnicas). Essas técnicas de fotoativação com início lento ou “soft-start” podem variar de acordo com as diferentes formas de cura : “Stepped”, “Ramped” e “Pulse-Delay”.

A técnica “Stepped” emite uma baixa intensidade por dez segundos, seguida por um aumento para a máxima intensidade durante o restante da exposição total. A técnica “Ramped” a intensidade de luz vai aumentando de baixa para alta iintensidade gradualmente durante o tempo de exposição. E a técnica de “Pulse-Delay” emite uma baixa intensidade por curto tempo ( ex. três ou cinco segundos), após um período de espera (ex. três ou cinco minutos) e após uma longa exposição para completar o tempo de exposição em alta intensidade (CHAN et al., 2008).

Dentre as técnicas de polimerização, existe uma considerada mais indicada para dentes posteriores, que é a do “Pulse Delay” ou pulso tardio (LIM et al., 2002), onde cada incremento de resina é inicialmente polimerizado através de uma exposição rápida, de 5 segundos em baixa intensidade, espera de 5 minutos, seguida de uma cura definitiva em alta intensidade de luz.

A técnica do pulso tardio foi introduzida na Odontologia Restauradora nos últimos anos, visando minimizar os efeitos da contração de polimerização de resinas compostas e, conseqüentemente, melhorar a longevidade de restaurações com esses materiais. Algumas pesquisas já abordaram o assunto, todavia, não há consenso em relação à eficácia da mesma. Além disso, destaca-se que grande parte dos estudos que abordaram o assunto empregou os métodos da infiltração

marginal, análise em microscopia eletrônica, entre outros, tendo sido pouco estudado o método proposto na presente pesquisa.

As propriedades visco-elásticas, bem como, a contração de polimerização, taxa de reticulação e módulo de elasticidade são muito importantes no padrão de tensão de contração (KEMP-SCHOLTE e DAVIDSON 1998 e SAKAGUCHI, WILTBANK e MURCHISON, 2004). Assim, além do grau de conversão, outros fatores, devem ser considerados no desenvolvimento da contração de polimerização, como diferentes quantidades, tamanho e forma das partículas de carga, quantidade ou tipo de iniciador, bem como a composição dos monômeros e densidade da rede de ligações cruzadas presentes em resinas compostas (LABELLA et al., 1987; MIN, FERRACANE e LEE, 2010).

Controversamente, o estudo de Duarte Jr. et al. (2009) observou que no passado os fabricantes investiram em modificações na quantidade e forma das partículas de carga, visando à diminuição da contração de polimerização, o que não melhorou e, em alguns casos, até piorou a contração de polimerização. O autor chegou a conclusão de que a citada propriedade é intrínseca da matriz da resina composta. Com esse propósito, estão sendo desenvolvidas resinas compostas com uma nova matriz, como a de Silorano, ou com modificações na matriz convencional de Bis-GMA.

Há 15 anos a empresa ESPE optou por reduzir a contração de polimerização da resina composta a partir do desenvolvimento de um novo monômero, que substituísse as moléculas à base de metacrilato (EICK et al., 2007). Assim sendo, no final de 2007, a 3M ESPE introduziu no mercado odontológico Americano e Europeu um sistema monomérico derivado da combinação química entre os componentes do siloxanos e oxiranos, denominada Silorano. Comercialmente no Brasil o material é conhecido como Filtek P90, enquanto no mercado internacional tem o nome de Filtek Silorano. A reação de polimerização é baseada na abertura de anéis catiônicos dos radicais oxiranos, favorecendo a baixa contração e baixa geração de tensão, enquanto que o siloxano produz a natureza hidrófoba do material. A resina composta de Silorano apresenta em sua composição 23% de matriz de Silorano, 76% de partículas de carga, 0,9% de iniciador, 0,13% de estabilizadores e 0,005% de pigmentos (DUARTE JR. et al., 2009).

Por outro lado, as técnicas de inserção incremental sugerem a utilização de pequenas porções de compósito, ou seja, aproximadamente 2 mm polimerizados individualmente. Isto pelo fato

da união de cada incremento estar restrito a um menor número de paredes, proporcionando mais áreas de superfícies livres para o escoamento e alívio das tensões e também pela menor quantidade de material que irá se contrair, reduzindo assim o Fator C (WATTS e SATTERTHWAITE, 2008; VAN DIJKEN, 2010).

Diante do exposto, e sabendo-se que as causas que podem influenciar a resistência à fratura de dentes estão relacionadas a vários fatores, como o desenho da cavidade e preparação, a magnitude e o tipo de carga que vai ser aplicada, as propriedades mecânicas do substrato com o material restaurador e a fragilidade do substrato; seria pertinente estudar os efeitos que a contração de polimerização tem sobre a resistência à fratura de dentes com restaurações de compósito do tipo MOD (cavidade mésio-ocluso-distal), introduzindo-se variáveis relacionadas ao método de fotoativação, bem como, ao tipo de compósito, ou seja, à base de Bis-GMA e à base de Silorano, com baixa contração. Os resultados da pesquisa podem contribuir para o estabelecimento de um protocolo mais atual e apropriado para procedimentos restauradores envolvendo sistemas adesivos e compósitos em dentes posteriores, principalmente, em restaurações de cavidades de classe II, do tipo MOD. Por outro lado, a pesquisa aqui proposta poderá, dependendo dos resultados obtidos, desmistificar a técnica do pulso tardio e/ou a influência da matriz polimérica, no que diz respeito à melhoria de propriedades mecânicas no tipo de restauração aqui proposta.

As hipóteses a serem avaliadas são de que tanto a matriz polimérica, de dois diferentes compósitos (matriz de Silorano e matriz de Bis-GMA), quanto as duas técnicas de fotoativação (convencional e pulso tardio), não influencia na resistência à fratura, por compressão, de restaurações do tipo MOD em pré-molares.

## REVISÃO DA LITERATURA

O estudo de Bouschlicher e Rueggberg, (2000) avaliou o efeito da intensidade de luz em forma de rampa na força de contração de polimerização e no grau de conversão (DC) de um compósito híbrido. As amostras do compósito foram coladas com adesivo entre duas varetas de aço (2,50mm de diâmetro, 1,25mm para além, com fator  $C=1,0$ ) montadas em uma máquina de teste universal, velocidade constante. A força de contração de polimerização foi registrada por 250 segundos, com quatro diferentes exposições de luz, Grupo 1 STD: (40s x 800  $\text{mw}/\text{cm}^2$ ); Grupo 2 EXP: (150  $\text{mw}/\text{cm}^2$  aumentando logaritmicamente até 800  $\text{mw}/\text{cm}^2$  em 15s) e + (25s x 800  $\text{mw}/\text{cm}^2$ ); Grupo 3 2-STEP: (10s x 150  $\text{mw}/\text{cm}^2$ ) + (30s x 800  $\text{mw}/\text{cm}^2$ ); Grupo 4, MED: (80s x 400  $\text{mw}/\text{cm}^2$ ). A Máxima força de cura (N250s) e máxima taxa de força para os quatro grupos foram comparadas por meio de ANOVA de uma variável ( $\alpha=0,05$ ) e teste de Tukey. O grau de conversão (DC) obtido com os modos de cura de STD, EXP e MED foram avaliados em três profundidades (superfície superior, 1mm, e 2mm) com auxílio de espectrofotometria por infravermelho de Fourier (FTIR). As taxas Máximas de força de contração de polimerização e os desvios padrões (SD), em ordem crescente foram: Grupo 4, MED:  $0,33\pm0,03$  N/S; Grupo 2, EXP:  $0,35\pm0,06$  N/S; Grupo1, STD:  $0,44\pm0,03$  N/S; e Grupo 3, 2-STEP:  $0,46\pm0,07$  N/S. Taxas máximas de desenvolvimento da força de contração de polimerização do Grupo 2, EXP e Grupo 4, MED foram estatisticamente equivalentes e mais baixas que as do Grupo 1, STD e do Grupo 3, 2-STEP. A força de contração Máxima ( $\pm$ SD) em ordem crescente, foi: Grupo 2, EXP:  $20,4\pm2,5$  N; Grupo 4, MED:  $25,8\pm1,0$  N; Grupo 3, 2-STEP:  $27,4\pm5,8$  N, e Grupo 1, STD:  $30,5\pm2,7$  N. A força Máxima de EXP em rampa foi eficiente em reduzir a taxa de conversão na superfície superior e em 1mm de profundidade, mas não afetou a taxa de conversão total comparada com STD 40 segundos de fotoativação. O modo de cura de MED resultou em maior DC que o EXP na profundidade de 2 mm. A força de contração máxima e a taxa de força exibida durante os primeiros 250 segundos de polimerização foi significativamente baixa com o modo de exposição de luz em rampa.

Uma contração lenta pode reduzir a formação de fendas quando da fotoativação de um material restaurador na cavidade dental. O estudo de Asmussen e Peutzfeldt (2002) investigou a taxa de contração de um compósito experimental fotoativado. O monômero do compósito consistiu em uma mistura de Bis-GMA, TEGDMA, em uma série de

variações nas quantidades de HEMA. O compósito continha quantidades variáveis de iniciador, co-iniciador e inibidor, produzidos com 74% em volume de carga inorgânica de vidro silanizado. A contração de polimerização até 120 s foi determinada por meio do método do disco adesivo. Dentro das variações estudadas, a concentração do iniciador e co-iniciador na mistura do monômero teve influência insignificante sobre a taxa de polimerização. Em comparação com a canforquinona, os iniciadores 1-fenil-1,2-propanodiona e benzil reduziram a taxa de polimerização sem afetar a contração final. Em comparação do N,N-dimethyl-p-aminobenzoic acid ethyl ester, N,N-cyanoethyl methylaniline foi mais efetivo, enquanto N,N-diethanol-p-toluidine foi menos efetivo como co-iniciador. Um teor relativamente elevado do inibidor methoxyhydroquinona reduziu a taxa inicial, mas não a contração de polimerização final. A velocidade de polimerização aumenta com o nível de HEMA e TEGDMA na mistura de monômeros. Concluí-se que a cura lenta intrínseca pode ser obtida com certas composições de compósitos, sem prejudicar a extensão final de polimerização.

A intensidade e a duração da exposição à luz são fatores que podem facilmente ser modificados e controlados pelo profissional. A intensidade e duração da exposição influenciam a contração de polimerização e o módulo de elasticidade desenvolvido nos compósitos. Uma vez, que tanto o dente quanto o adesivo são sensíveis às tensões geradas na fotoativação, devido às propriedades visco-elásticas, uma maior intensidade e duração de fotoativação podem contribuir para o aumento de danos. Sakaguchi, Wiltbank e Murchison (2004), em seu estudo avaliaram a dependência da força de contração de polimerização desenvolvida pela energia da fonte luminosa. Seis níveis de intensidade foram avaliados, bem como o método de “pulse-delay”. Um composto genérico com uma mistura de 1:1 de Bis-GMA e TEGDMA e 67wt% em peso de partículas híbridas não silanizadas e 5 wt% de sílica coloidal foi usado em todo o experimento. A força de contração foi coletada por 550s. A força de contração durante 550s e a máxima ( $dF=dT$ ) foram estatisticamente analisadas como uma função da intensidade e densidade de energia (produto da intensidade e tempo) com Anova e o teste de Tukey, com 5% de significância. A força da contração aumentou rapidamente após o início da fotoativação. A força resultante do método de “pulse-delay” foi significativamente diferente de todos os outros métodos ( $p < 0,001$ ). A força resultante da intensidade de 600  $\text{mw/cm}^2$  foi significativamente diferente ( $p < 0,001$ ) de todos os outros e 500  $\text{mw/cm}^2$  foi significativamente diferente de 100 e 200  $\text{mw/cm}^2$ . Todos

os pares de intensidade foram significativamente diferentes, exceto pulse-delay e 200- 300  $\text{mw/cm}^2$  e 300 e 400  $\text{mw/cm}^2$ . O método de pulso tardio demonstrou taxas de força de contração menor do que o que seria esperado com considerada intensidade de energia e menores taxas de força de contração em cada uma das exposições de luz do que os homólogos de exposição única.

Palin et al. (2005) estudaram, in vitro, a deflexão de cúspide e a microinfiltração de pré-molares superiores com cavidades mesio-ocluso-distal (MOD) amplas. Usaram duas resinas experimentais de baixa contração, com oxirano e silorano (ELX 596 e H1), e duas a base de metacrilato (Z100 e Filtek Z250). Cavidades MOD foram preparadas em pré-molares superiores padronizados ( $n=10$ ) e restauradas com cada material. A flexão da cúspide vestibular e palatina foi registrada 0,1 h., com o auxílio da irradiação através de um transformador diferencial de calibre de deflexão. Cada dente restaurado foi submetido a termociclagem e submerso por 24 h. em corante (fucsina a 0,5%), seccionados e avaliados quanto à microinfiltração. O grau de conversão (DC) também foi avaliado utilizando Fourier espectroscopia de infravermelho (FTIR) após 0,1, 0,5, 1, 4, e 24 h. após a fotoativação. A deflexão de cúspide total observada no ELX 596 foi de  $2,5 \pm 0,9 \mu$  e H1  $6,0 \pm 1,8 \mu$  comparando com a Z100 que foi de  $20,0 \pm 4,7 \mu$  e Filtek Z250 que foi de  $16,5 \pm 3,3 \mu$  após 0,1 h. A polimerização associada às resinas à base de oxiranos e siloranos e a diminuição associada da deflexão de cúspide pode sugerir uma diminuição na magnitude do estresse de contração de polimerização na interface entre o dente e a restauração.

O estudo de Weinmann, Thalacker e Guggenberger (2005), comparou um compósito à base de silorano com produtos restauradores à base de metacrilatos. Quatro materiais à base de metacrilatos Filtek Z250, Filtek P60, Tetric-ceram, Spectrum TPH, e um à base de silorano, foram investigados no que diz respeito à resistência à compressão, resistência à flexão, e o módulo de elasticidade e estabilidade em luz ambiente. Os dados foram analisados por ANOVA e por t teste ( $\alpha=0,005$ ). Os dados da contração foram determinados pelo método de Arquimedes e do método do disco adesivo. O Silorano revelou uma contração de 0,94% vol.(método do disco adesivo) e 0,99% vol.(método de Arquimedes), sendo os valores mais baixos dos compósitos testados. A sua reatividade foi comparável a reatividade da Tetri-ceram. No entanto, a estabilidade de luz ambiente aos 010 min. para o Silorano foi maior do que a reatividade da luz ambiente para os outros metacrilatos testados (55- 90s).

A configuração do fator C é reconhecida como um importante parâmetro que afeta a manifestação do estresse de contração dentro das cavidades restauradas. Watts e Satterthwaite (2008) investigaram o efeito da variação do tamanho dos espécimes e a configuração no estresse de contração. O objetivo específico foi estudar um modelo de resina composta usando o método cantilever (Bioman Apparatus, 1,5µm/MPa) com variação nos espécimes em altura e diâmetro, a fim de comparar o valor máximo de contração e correlacionar os valores da contração com o fator C. Um compósito fotoativado (RZD 103, Ivoclar) com 57% (v/v) preenchido com partículas de 450 nm foi estudado. Para cada combinação de altura e diâmetro o fator C variou de 0,6 até 100, o estresse de contração foi registrado por 1h. do começo da radiação de 40s com fotopolimerizador de 600 mw/cm<sup>2</sup> em 23°C (n=3). ANOVA e teste de Tukey foram aplicados para análise estatística. Série A - variação de diâmetro, com fator C aumentou de 0,6 até 6, deu um exponencial exato decrescendo de 45 até 8 MPa. Série B - variação de altura, com aumento do fator C de 3 a 100, deu aumento de  $\bar{S}\alpha$  de 1 a 8 MPa. Como a massa do compósito desempenhou um papel igualmente dominante, parcelas de variações de estresse por unidade de massa ( $\bar{S}\alpha g^{-1}$ ) não aliviou o estresse axial com o aumento da altura (h).

Outra técnica de fotoativação proposta para reduzir a contração de polimerização e o possível fracasso da união adesiva com a estrutura dental seria a técnica de fotoativação transdental. Esta técnica pode evitar a ruptura da adesão entre o compósito e as paredes da cavidade, ou impedir uma fratura coesiva tanto na restauração como no remanescente dental. Alves et al. (2008) investigaram esta técnica de fotoativação em relação à infiltração marginal e a dureza de restaurações de um compósito. Foram preparados cavidades planas, em dentina bovina (3mm largura x 3mm comprimento x 1,5mm de profundidade), e restauradas com o compósito Z350 (3M ESPE). Nove grupos (n=10) foram definidos, conforme à técnica de fotoativação (direta; fotoativação-transdental através de 1mm de esmalte e 2mm de dentina; mistura de transdental+direta). As técnicas de fotoativação foram combinadas a diferentes fontes de luz (halógena de quartzo-tungstênio, QTH XL 2500, 3M ESPE; arco de plasma, PAC Apollo 95E, DMD; e diodos emissores de luz, LED Ultrablue Is, DMC). A adaptação marginal foi avaliada usando-se o método da coloração por corantes. Foram feitas leituras em toda a seção transversal da restauração, para registro da dureza Knoop. Os dados foram submetidos a ANOVA2 e teste de Tukey (p < 0,05). Nenhuma diferença significativa foi detectada entre a técnica transdental e as outras técnicas, e nenhuma diferença



significativa foram detectadas entre as diferentes fontes de luz. Para a dureza, a técnica direta demonstrou ter dureza ligeiramente melhor do que a técnica mista, que, por sua vez, proporcionou uma maior dureza do que a técnica transdental. Entre as fontes de luz, o aparelho fotoativador de LED proporcionou uma maior dureza do que o aparelho fotoativador de arco de plasma, não sendo observadas diferenças estatisticamente significativas entre a fonte tradicional de luz halógena e as outras fontes.

Sabendo das diferentes técnicas de fotoativação e seus benefícios no que diz respeito à integridade e longevidade das restaurações com compósitos, Chan et al. (2008) compararam, em ensaio clínico randomizado, duas técnicas de cura “soft-start” (SS) e uma por arco de plasma com luz de xenônio (PAC). Foi testada a hipótese de que atrasando o ponto gel (com SS) ocorreria melhora na vedação marginal com  $\alpha=0,05$ . Além disso, este estudo incluiu duas semanas, três meses, um ano e dois anos de resultados quanto à sensibilidade pós-operatória. Vinte participantes foram informados e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). Todos os dentes foram transluminados para descartar linhas de rachaduras pré-operatórias antes da colocação das restaurações. Cinquenta restaurações foram feitas com Z100+Single Bond (25/SS e 25/PAC), com isolamento absoluto, de acordo com dois protocolos: 1: PAC (controle) - fotoativação incremental  $< 2,0\text{mm}$ ,  $2000\text{mW}/\text{cm}^2$ , por 10 segundos, para todas as camadas e 2: SS (tratamento) - fotoativação incremental  $< 2,0\text{ mm}$ ,  $600\text{mW}/\text{cm}^2$ , por 20 segundos, exceto na camada final ou incremento de substituição do esmalte, que foi fotoativada conforme segue:  $200\text{ mW}/\text{cm}^2$  por 3 segundos, esperar 3 minutos, mais  $200\text{ mw}/\text{cm}^2$  por 3 segundos, esperar 5 minutos e finalizar fotoativação com  $600\text{ mw}/\text{cm}^2$  por 20 segundos. A sensibilidade era padronizada por um estímulo frio no pré-operatório de duas semanas, e depois de 3, 12 e 24 meses. Os pacientes classificaram a sensibilidade após estímulo por uma escala visual analógica (VAS). Dois independentes investigadores foram calibrados para avaliar as restaurações clinicamente em cada consulta. Não houve diferença significativa nos escores (VAS) entre os grupos em nenhuma das consultas (ANOVA2,  $p > 0,05$ ). Aos 24 meses, não houve diferença significativa entre os grupos SS e PAC.

Outro fator que pode influenciar na profundidade de cura de restaurações de compósitos fotoativados é a forma da ponteira do fotoativador e, conseqüentemente, a distância entre a luz e o material restaurador. A respeito desta variável Corciolani et al. (2008)

investigaram a influência que a forma da ponteira de luz tem sobre a eficácia da polimerização de compósitos fotoativados, usando unidades de LED com diferentes distâncias entre a ponta e a restauração. Foram usadas duas unidades de LED, cada uma com forma e distâncias diferentes. A eficácia do sistema fotoativador era avaliada pela mensuração da profundidade de cura, usando o teste da acetona agitada, considerando-se a relação (R) entre o diâmetro de entrada e o diâmetro de saída da ponteira. As ponteiras com maior valor de R provaram ser mais eficazes se a distância (D) for inferior a 5mm enquanto que para  $D \geq 5\text{mm}$ , as ponteiras com menor valor de R apresentaram melhor resultado. A geometria da ponteira da fonte de luz testada teve influência significativa na profundidade de cura dos compósitos testados. Portanto, dependendo da distância, a ponteira mais adequada deve ser selecionada para cada caso. Um valor-R pode ser um indicador melhor para forma das ponteiras de luz do que as palavras “normal” ou “turbo”.

Em seu estudo Papadogiannis et al. (2009) avaliou a interação entre adaptação marginal e a fotoativação de resinas compostas de baixa contração em cavidades de dentina. Os materiais usados foram: Ceram X mono/CM, Premise/PR, Clearfil Majesty/CM, ELS/EL e Filtek Silorano/FS. A tensão de contração de polimerização, taxa de deformação, tempo de deformação máxima foram medidos usando o método do disco. A eficiência de fotoativação foi medida na superfície (topo) e na superfície de baixo dos discos com ATR-FTIR espectroscopia. A adaptação marginal foi medida com disco sem adesivo (%VVF) e com adesivo (%XVF) por RX de microtomografia computadorizada (micro-XCT). A % de comprimento linear das lacunas na interface ao longo das margens da cavidade e a largura máxima da lacuna (WDmax) foi calculado sob microscopia óptica dos espécimes seccionados. A análise estatística foi feita com Anova e Anova2 e o teste de Bonferroni e do teste de Person para correlação dos coeficientes. As % variaram de 1,34%(FS) a 2,29%(CX), enquanto o % Sr variou de 0,06% $\text{S}^{-1}$  (FS) a 0,15% $\text{S}^{-1}$ (CX). Os % VVF estenderam de 1,96%(FS) a 5,3%(CX) e o %XVF de 1,98%(FS) a 3,35%(CM). O material Silorano apresentou melhor comportamento do que os metacrilatos em relação à contração e adaptação marginal.

Dewaele et al. (2009) investigaram o efeito de diferentes protocolos de fotoativação sobre o grau de conversão (DC), a contração volumétrica (C), o módulo de elasticidade (E) e a temperatura de transição vítrea (Tg), medidas em um polímero experimental. Diferentes protocolos de fotoativação foram usados para investigar a influência da

densidade de energia (DE), e a densidade de potência (PD) sobre diferentes propriedades. Os tipos de fotoativação foram: contínuo, pulso tardio e pulso de aumento progressivo de irradiação. O grau de conversão contínuo foi medido com espectrometria de Raman, e o volume de contração por Picnometria e uma coluna de densidade. O módulo de elasticidade foi medido por um analisador mecânico dinâmico (DMA), e a temperatura de transição vítrea por calorimetria de varrimento diferencial (DSC). Os dados foram submetidos a ANOVA2 e ANOVA3. Apesar dos dados demonstrarem diferenças estatisticamente significativas, os resultados foram ambíguos e conflitantes.

Para reduzir o efeito do estresse durante a contração volumétrica de restaurações de compósitos, o estudo de Petrovic et al. (2010) propôs uma técnica incremental de preenchimento da cavidade, para reduzir o volume de resina que é polimerizada e eliminar o ponto de tensão no compósito, que é posicionado no centro geométrico da cavidade. Isto foi conseguido com a técnica de dois incrementos, sendo que no primeiro, o compósito era colocado no interior da cavidade cilíndrica, com um pino de metal embutido no meio da restauração. Depois o pino de metal era removido e colocado e fotoativado o segundo incremento de compósito. O estudo confirmou que a técnica incremental reduz a ruptura da interface adesiva dente-restauração. A hipótese é que com a eliminação do ponto de tensão no meio da cavidade, ocorra uma diminuição das tensões na interface dente-restauração, e, melhora na adaptação marginal, por redução no comprimento da lacuna de contração na interface dente-compósito.

No estudo de Min, Ferracane e Lee (2010) foi investigada a tensão de contração, módulo de elasticidade e a medição do comprimento de encolhimento das tensões geradas durante a fotoativação dos compósitos. Foi usado uma resina composta híbrida Z250 (Z2), uma fluida Z350 (Z3) e uma à base de silorano P90 (P9). Uma modificação no método do disco adesivo foi utilizado para medir a força axial na contração dos compósitos. Para medição inicial do módulo de elasticidade desenvolvido durante a fotoativação foi usado um teste de cisalhamento oscilatório dinâmico usando-se um reômetro de oscilação produzido sob medida. A frequência de 6 Hz e amplitude de deformação de 0,0091 rad por 20s foi empregado e o módulo complexo no cisalhamento ( $G^*$ ) foi determinado. Os dados foram analisados com Anova e teste de Tukey, ( $\alpha=0,005$ ), e análise de correlação para investigar a relação entre tensão medida com a tensão de polimerização e o módulo de elasticidade teóricos. A tensão de

encolhimento de Z3 (4,12%) em 10 min. foi a maior, seguida pela Z2 (2,31%) e P9 (0,77%). Nos 10s após a fotoativação a Z2 mostrou o maior módulo (466,2 MPa) e Z3 (154,1 MPa) e P9 a menor (130,7 MPa). As tensões medidas com baixa adesão foram muito mais elevadas do que aquelas de alta adesão. Com alta adesão o estresse de contração da Z3 foi o maior (2,75 MPa), seguido por Z2 (1,54 MPa) e P9 (0,48 MPa). No modo de baixa adesão, o estresse da Z3 (7,93 MPa) e Z2 (7,48 MPa) foram similares ( $p=0,323$ ), enquanto que o estresse da P9 (3,23 MPa) foi muito menor.

No estudo de Van Ende et al. (2010) foi investigado os efeitos do fator C (superfícies planas x cavidade de classe I), com diferentes protocolos de aplicação dos compósitos, sobre a eficácia e relação à baixa contração de polimerização. Foi usado um compósito à base de silorano Filtek Silorano 3M ESPE (FS) e um compósito convencional à base de metacrilato (Filtek Z100, 3M ESPE). Cavidades de classe I foram padronizadas (4mmx4mmx2,5mm) em superfícies planas de dentina coronal, sendo utilizada para adesão o sistema autocondicionante de dois passos “sistema adesivo silorano”. Oito grupos experimentais foram formados, de acordo com o protocolo de tratamento: Z100”superfície plana” (1), Z100”cavidade” (2), FS”superfície plana” (3), FS”superfície plana/restaurado com um incremento” (4), FS”cavidade/restaurado com um incremento” (5), FS”cavidade/restaurado c/técnica incremental” (6), FS”cavidade/resina fluida fotoativada separadamente” (7), FS”cavidade/resina fluida não fotoativadas separadamente” (8). Para cada grupo, no mínimo cinco dentes foram usados. Depois de uma semana armazenados em água, os dentes foram seccionados em sessões de 1mm x 1mm, sendo os palitos utilizados para medir a resistência à microtração ( $\mu$ TBS). Nenhuma diferença estatística foi registrada na resistência à microtração ( $\mu$ TBS) entre Z100”superfície plana”(1) e FS”superfície plana”(3). Nas cavidades de classe I em dentina o adesivo baixou a resistência à microtração ( $\mu$ TBS) em todos os grupos, e foi estatisticamente significativo entre FS”cavidade/restaurado com um incremento”(5) e FS”cavidade/resina fluida não fotopolimerizada separadamente”(8). O uso do sistema adesivo autocondicionante de dois passos do silorano, o compósito convencional Filtek Z100 e o compósito de baixa contração Filtek Silorano proporcionaram adesão igualmente boa à dentina. Filtek Silorano restaurado com um incremento em superfície plana (4) diminuiu significativamente o  $\mu$ TBS, sugerindo que outros fatores além da contração de polimerização influenciam o  $\mu$ TBS.

Leprince et al. (2010) investigaram três tipos de compósitos de baixa contração disponíveis comercialmente. Ormocers (tipo de matriz inorgânico-orgânica); um sistema de fotopolimerização por abertura de anel catiônico; e um de alta quantidade de partículas de carga, e com matriz à base de metacrilato, cujo mecanismo de fotopolimerização é feito por radicais livres. O objetivo foi caracterizar a fração de partículas inorgânicas (carga) que pertence a cada material e comparar com suas propriedades mecânicas. Dois Ormocers (Admira e experimental Ormocer V 35694), um compósito de abertura de anel (Filtek Silorano) e cinco compósitos à base de radical livre (metacrilatos) (Filtek Supreme XT, Tetric Evoceram, Grandio, Synergy D6 e um material experimental V34930) foram usados. Partículas inorgânicas foram quantificadas por análise termogravimétrica e a morfologia caracterizada por microscopia eletrônica de varredura. O módulo dinâmico foi determinado por técnica de excitação de impulso, e o módulo estático e resistência flexural pelo método de flexão de três pontos. Os resultados foram analisados com ANOVA ( $p < 0,05$ ) e correlação linear. Grandio, V34930 e V35694 exibiram alta fração de carga inorgânica na massa. Ambos os módulos, o dinâmico e o estático, de Grandio e V34930 foram significativamente maiores que os dos outros materiais ( $p < 0,05$ ), embora nenhuma diferença significativa na resistência à flexão tenha sido observada entre os materiais. A partir dos resultados, foi sugerido que V35694 e Filtek Silorano exibiram propriedades comparáveis às dos compósitos convencionais à base de metacrilatos, embora clinicamente o tipo e a localização devam ser o guia para escolha do material. Sob alta carga oclusal, o uso de Grandio e V34930 pode ser favorável.

De acordo com Boaro et al. (2010) o papel do módulo de elasticidade deve ser considerado quando o intuito for reduzir o estresse de contração de polimerização. Em seu estudo, *in vitro*, os autores compararam compósitos de baixa contração de polimerização com outros convencionais, investigando tensão de polimerização, contração volumétrica (total e pós-gel), taxa de contração e módulo de elasticidade. Foram usados sete compósitos à base de metacrilato (Durafill/DU, Filtek Z250/FZ, Heliomolar/HM, Aelite LS posterior/AP, Point 4/P4, Filtek Supreme/SU, ELS/EL), uma à base de Silorano (Filtek SL/LS), um à base de Uretano (Venus Diamond/VD), e um à base de metacrilato derivado de um dímero ácido (N'Durance/ND). O estresse de polimerização foi determinado em espécimes de 1mm de altura inseridos entre duas hastes de PMMA e ligados a uma máquina de ensaio universal. A contração de polimerização total foi medida com o

auxílio de um dilatômetro de mercúrio. A taxa de encolhimento máxima foi utilizada como parâmetro da velocidade de reação. Pós-gel de contração foi medida utilizando extensômetros. O módulo de elasticidade foi obtido pelo método de flexão de pontos. Os dados foram submetidos ao teste ANOVA de uma variável e teste de Tukey ( $p=0,05$ ), exceto para o módulo de elasticidade em que foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis. Os compósitos foram classificados de maneira diferente para a contração pós-gel e total. Entre os materiais considerados de “baixa contração” pelos respectivos fabricantes, LS, EL e VD apresentaram baixa contração pós-gel, enquanto que AP e ND apresentaram valores relativamente altos. O estresse de polimerização mostrou uma forte correlação com a contração pós-gel, exceto para LS, que apresentou alto estresse. Módulo de elasticidade e a taxa de contração mostraram uma relação fraca com o estresse de contração.

Marchesi et al. (2010) estudaram o estresse de contração de um material à base de Silorano (Filtek Silorano, 3M ESPE) e de um novo compósito nanohíbrido de baixa contração (Venus Diamond, Heraeus Kulzer) sendo ambos comparados com três compósitos convencionais à base de dimetacrilatos (Tetric EvoCeram, Ivoclar Vivadent); (Quixfil, Dentsply Detrey); e (Filtek Z250, 3M ESPE). A tensão de contração foi avaliada por meio de um analisador de tensão-deformação constituída por dois acessórios opostos, um ligado a um sensor de carga e o outro fixo ao dispositivo. Também foi utilizado um sistema fixado em uma máquina de ensaio universal, com um extensômetro como um sistema de “feedback”. Todos os espécimes foram fotoativados com  $20 \text{ J/cm}^2$ , sendo a força de contração (N), gerada durante a polimerização, continuamente registrada por 300 segundos. O estresse de contração (MPa) foi calculado com 40s e 300s. Os dados foram analisados por ANOVA3 e teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ). Os materiais apresentaram a seguinte sequência de tensão: Vênus Diamond < Tetric EvoCeram < Filtek Silorano < Quixfil < Filtek Z250 ( $p < 0,05$ ).

Conforme vários estudos os compósitos à base de metacrilato mostraram monômeros residuais, iniciadores e outros componentes na cavidade bucal. Recentemente, foi introduzido um compósito (Filtek Silorano), com base em uma química nova. Em recente estudo Kopperud, Schmidt e Kleven (2010) investigaram substâncias diluídas do compósito Filtek Silorano em água e álcool. Os espécimes foram polimerizados em forma de disco e imersos em água destilada ou 75% vol. de álcool, em  $37^\circ\text{C}$ , sendo as soluções analisadas por espectometria da massa com líquido cromatográfico, depois de 1, 4, 24 e 72 horas. Nenhuma substância foi encontrada para lixiviação de Filtek Silorano

em água, enquanto que na solução de álcool foram encontrados monômeros e um componente do iniciador.

Através da análise fotoelástica, Lopes et al. (2011) investigou o estresse gerado pelo compósito à base de Silorano e seu adesivo, um material de epóxi, que foi comercializado como de contração de polimerização menor do que em um compósito convencional à base de metacrilatos. A contração durante a fotoativação não é problemática quando não tem superfície com adesivo, no entanto o estresse é gerado à interface da cavidade como um resultado das forças geradas pela contração do compósito ligado com adesivo à estrutura dental. Trinta anéis fotoelásticos com orifícios de medição de 5mm (d) x 3 mm (h) foram preparados e divididos em 6 grupos (n=5), de acordo com os materiais testados (Filtek Z350, Filtek Z350flow e Filtek P-90). As paredes internas dos anéis foram jateadas com óxido de alumínio e, em seguida, os materiais restauradores foram inseridos nos orifícios e fotoativados de acordo com as instruções do fabricante. Os dados foram convertidos em MPa e submetidos à ANOVA e teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ). O sistema adesivo Filtek P-90 (G5) mostrou alto estresse de contração ( $p < 0.05$ ) quando comparado com G1, G2, G3, G4, e G6 os quais não apresentaram diferença estatística entre si ( $p < 0.05$ ). A Filtek P-90 apresentou contração de polimerização semelhante a dos compósitos convencionais, sendo que o sistema adesivo da Filtek P-90 mostrou um alto estresse de contração, comparativamente ao adesivo de dois passos com condicionamento ácido.

No estudo de Cabrera e Macorra (2011) foi avaliado os efeitos prejudiciais que a contração de polimerização causa na interface entre dentina e material restaurador, através do teste de microtração ( $\mu$ TBS) em cavidades grandes, porém com factor C favorável (classe V). Este estudo usou duas resinas à base de metacrilato (Filtek Z250 e TPH spectrum) e uma de baixa contração (Filtek Silorano [SIL]). Superfícies planas foram confeccionadas na dentina vestibular de 46 dentes bovinos, e restaurados e divididos em duas técnicas de preenchimento das cavidades: grupo A: um só incremento, e grupo B: três incrementos fotoativados separadamente. Após 24 h., os dentes restaurados foram seccionados perpendicularmente à interface dente/restauração, produzindo 385 espécimes no grupo A e 132 no grupo B, todos submetidos à tensão (1mm/1min.) em máquina para ensaio de microtração, até a ocorrência da falha adesiva. No grupo A, a distância dos espécimes até o final da parede gengival de cada restauração foi transformada em TDistances: a percentagem da distância dentro de cada espécime. O teste de correlação não paramétrica de Spearman mostrou

que a Z250, TPH e SIL, no grupo A, proporcionaram o coeficiente de correlação positivo na primeira metade das restaurações (0% a 50% PDistances) e negativo para a segunda metade (50% a 100%). Para todos os materiais, os valores extremos de PTens em restaurações (agrupadas de 0 a 100% PDistances) no grupo A foram menores do que os valores correspondentes no grupo B. Essas diferenças foram estatisticamente significativas (teste t-student) somente para Z250 e TPH. Para a Filtek Z250 e TPH Spectrum, a distância do centro do compósito fotoativado se correlaciona com a resistência à microtração na interface. Ou seja, os valores da microtração foram diminuindo significativamente do centro para a periferia da restauração. Todavia este decréscimo não foi significativo para a Filtek Silorano.

D'Alpino et al. (2011) investigaram restaurações de classe II em dentes posteriores, em relação à dureza, profundidade de fotoativação e formação de fendas na interface dente/restauração. Foram utilizados compósitos à base de metacrilatos e à base de silorano, com diferentes sistemas adesivos, nas superfícies mesial e distal de terceiros molares. Os espécimes foram distribuídos, aleatoriamente, em seis grupos (n=20) de acordo com o sistema restaurador: à base de metacrilato 1. Filtek P60+Adper Single Bond2 (com adesivo e condicionamento ácido) – P60/SB 2. Filtek P60+Adper Eosy One (adesivo autocondicionante) – P60/EO e à base de silorano 3. Filtek P90+P90 sistema adesivo – P90 (autocondicionante). A dose de energia utilizada foi de 20 e 40 J/cm<sup>2</sup>. Os compósitos foram aplicados em dois incrementos fotoativados separadamente com unidade de LED. Depois de 24h, todas as restaurações foram seccionadas méso-distalmente. A dureza foi avaliada ao longo da secção transversal das restaurações (1- 4mm abaixo da superfície da restauração) com uma carga de 50g por 5s. A fim de avaliar a formação de fendas internas, as amostras foram secas com ar e uma solução de 1% de propilenoglicol vermelho foi aplicada nas margens internas, por 20s. Os espécimes foram então lavados, secos com jato de ar, e a imagem gravada digitalmente. A fenda interna (%) foi calculada como a razão entre o manchamento das margens e o comprimento total da margem interna. O teste de Kruskal-Wallis foi usado para avaliar a formação de fenda interna, e ANOVA3 e teste de Tukey utilizados para avaliar a dureza e profundidade de fotoativação ( $\alpha=0,05$ ). Quanto à formação de fenda interna, uma diferença significativa foi observada entre todos os grupos (P60/EO < P90 < P60/SB), independentemente da dose de energia. Para 40 J/cm<sup>2</sup>, um aumento significativo foi observado na formação de fendas em P60/EO e P90, quando comparada com a de 20 J/cm<sup>2</sup>. A dureza Knoop (KHN)



de ambos os compósitos não foram afetadas pelas profundidades avaliadas, mas a influência do material foi significativa (P60 maior que P90). A maior dose de energia ( $40 \text{ J/cm}^2$ ) produziu aumento significativo em KHN somente para Filtek P90. Embora uma dose mais elevada de energia produza um ligeiro aumento na dureza para o compósito à base de silorano, também aumenta a formação de fendas internas. A dose de  $20 \text{ J/cm}^2$  parece ser mais adequada, uma vez que fornece reduzidos intervalos internos e dureza satisfatória. Além disso, a formação de fendas parece ser uma consequência de um desempenho inferior da interface adesiva e não de diferenças na formulação dos compósitos.

Schneider et al. (2011) investigaram a resistência à degradação dos seguintes materiais: um compósito à base de Silorano (Filtek Silorano, SIL), um compósito puro de Ormocer experimental (ORM), e dois compósitos à base de metacrilatos (Grandio (GRD) e ELS-extra-baixa contração). Foram realizadas medições da solubilidade em água, estabilidade da cor e dureza de superfície em relação ao tempo. Testes de solubilidade e absorção de água foram adaptados da ISO 4049, sendo utilizados parâmetros de CIELab para mudança de cor após 24h em ambiente seco e de 30 dias imersos em água destilada. As leituras de dureza de Knoop foram realizadas nos períodos acima mencionados, sendo considerada a percentagem de redução de dureza. Os resultados foram analisados com ANOVA e teste de Tukey ( $p=0,05$ ). SIL e GRD demonstraram baixa absorção de água comparada com ORM e ELS. SIL apresentou baixa solubilidade. Todos os materiais demonstraram resultados aceitáveis para estabilidade de cor. SIL demonstrou superfície mais estável, quando considerada a dureza de superfície, em ambiente aquoso. Pode-se concluir que: I) Em água destilada o Silorano e o material à base de ormocer não demonstraram estabilidade de cor maior que a dos metacrilatos. II) O material à base de Silorano exibiu baixa solubilidade em água e maior resistência à dureza após a imersão em água do que dimetacrilatos e o material à base de Ormocer, tendo o SIL mostrado maior estabilidade superficial.

No estudo de Krifka et al. (2011) estudou a integridade marginal de restaurações de classe V confeccionadas com silorano, sendo avaliados também um grupo de compósitos à base de dimetacrilatos com várias viscosidades. Diferentes adesivos (optbond FL, Kerr Hawe; AdheSe One, Vivadent; ou Sistema adesivo do Silorano, 3M ESPE) foram aplicados em 168 cavidades padronizadas ( $n=12$ ). Foi utilizada uma ampla variedade de viscosidades de compósitos: Filtek Silorano, 3M ESPE; els e els fluida, Saremco; Tetric

EvoCeram e Tetric Evoflow, Vivadent; Grandio, Voco; e Ultraseal XT plus, Ultradent. A microinfiltração das restaurações foi avaliada pela penetração de corante de prata em múltiplas seções, com e sem termociclagem e carga mecânica (TCML: 5,000 x 5 - 55°C; 30 s/ciclos, 500,000 x 72,5 N, 1,6 Hz). Os dados foram analisados com T teste de Mann Whitney U e método de taxas de ERRO (ERM). O compósito à base de Silorano produziu a menor penetração do corante após TCML. A microinfiltração nas restaurações dos compósitos à base de metacrilato, em geral (ERM), foi estatisticamente significativa no que diz respeito à influência do sistema adesivo.

Ruiz-de-Castañeda et al. (2012) após estudo “in vivo”, avaliaram histopatologicamente, em cães, cavidades profundas restauradas com um compósito à base de silorano (Filtek Silorano) e um à base de metacrilato (Filtek Supreme XT), usando cimento à base de óxido de zinco e eugenol (ZOE) como controle. Blocos de osso e dente foram coletados depois de 10 e 90 dias, sendo preparada para análise microscópica da dentina, polpa e tecidos periapicais, utilizando-se um sistema de escores. Os dados foram analisados através do teste Kruskal-Wallis e Dunn post-test ( $\alpha=0,05$ ). Aos 10 dias a polpa e o ligamento periodontal não apresentaram características de alteração. Nenhuma área de reabsorção foi observada e ambos os compósitos causaram menos resposta antiinflamatória, que o Zoe, estatisticamente significante, tanto na polpa quanto no periápice. Em 90 dias, para todos os materiais, o tecido do ligamento periodontal estava saudável e denso, com normalidade dos vasos sanguíneos. A região periapical e apical tinham estruturas e espessuras normais. Concluíram que tanto o compósito à base de silorano como o compósito à base de metacrilato mostraram boa compatibilidade tecidual, sugerindo que a sua colocação em contato com a dentina profunda pode ser apropriado.

A obtenção de melhores resultados clínicos e controle na deflexão de cúspides resultante da contração de polimerização pode ser reduzida através de uma técnica incremental e com a utilização de um compósito de baixa contração de polimerização. Conforme estudos de Kwon, Ferracane e Lee (2012), os citados autores investigaram o efeito da técnica incremental, do tipo de compósito e do forramento com compósito fluido na contração de polimerização de compósitos fotoativados. Blocos de alumínio foram usados para preparar cavidades MOD e divididos em 4 grupos. Compósito Universal híbrido à base de metacrilato (Z 250), um compósito fluido (Z 350 flowable) e um compósito à base de silorano (P 90) foram usados para as restaurações. As cavidades foram restauradas com quatro diferentes protocolos:

Grupo1: foi restaurado com 1 único incremento (bulk) com Z 250, Grupo 2: foi restaurado pela técnica incremental com o mesmo compósito, grupo 3: restaurado pela técnica incremental com Z250 e forramento com Z350 fluida, e grupo 4: foi restaurado com técnica incremental com P90. A tensão axial de contração e módulo flexural dos três compósitos foram determinadas, e a deflexão de cúspide de cada grupo foi medida com sonda LVDT sendo a comparação entre os grupos realizados por ANOVA e teste de Tukey, ( $\alpha=0,05$ ). A tensão axial de contração da P90, Z250 e Z350 fluida foi 1,09 (0,11), 2,29 (0,06) e 4,12 (0,08) %, respectivamente. O módulo flexural foi 10,1 (0,9) para P90, foi de 13,6 (2,0) para Z250, e 7,6 (0,9) GPa para a Z350 fluida. A deflexão de cúspide em 33 min. nos grupos de 1-4 foi 18,2 (1,54), 14,5 (0,47), 16,2 (1,10), e 6,6 (0,44)  $\mu\text{m}$ , respectivamente. O compósito à base de Silorano (P90) exibiu menor deflexão de cúspide comparada com o compósito à base de metacrilato (Z250).

Os estudos de Kikuti et al. (2012) avaliaram a resistência à fratura de dentes restaurados com resina composta. Foram restaurados 48 pré-molares superiores e distribuídos aleatoriamente em seis grupos: G1: grupo controle (dentes hígidos); G2: preparo MOD, não restaurado; G3: MOD + Adper Single Bond2/ P60; G4: MOD + Adper Eosy One/ P60; G5: MOD + P90 sistema restaurador; G6: MOD + Adper Eosy One/ P90. As amostras foram levadas a máquina de compressão com carga axial de 0,5 mm/min. Resistência a flexão e módulo de elasticidade também foram testados ( $n=7$ ). O único grupo equivalente estatisticamente ao grupo de dentes hígidos (G1) foi o G3 ( $p < 0.05$ ). A resistência flexural e o módulo de elasticidade variaram entre os compósitos testados. O reestabelecimento da resistência à fratura em preparações de classe II em pré-molares é dependente do sistema restaurador. O sistema restaurador Silorano não foi capaz de recuperar a resistência à fratura.

A possibilidade de determinação da profundidade de fotoativação (DOC) dos compósitos levando em conta a transição do estado vítreo para o borrachóide e com métodos apropriados é proposto no estudo de Leprince et al. (2013), e sugerido uma nova definição para a “profundidade de cura”. Propriedades atualmente utilizadas para avaliar a profundidade de cura (microdureza, grau de conversão ou métodos de raspagem) deixam de detectar essa transição, o que resulta em superestimação da profundidade de fotoativação. Eles usaram uma resina nano-híbrida (Grandio) e confeccionaram camadas espessas e fotoativadas por 10 s. e 40 s. As amostras foram analisadas através de identificações de microdureza Vickers, espectroscopia de Raman,

microscopia de força atômica, imagem paramagnética eletrônica e calorimetria exploratória diferencial, para avaliar as seguintes propriedades: microdureza, grau de conversão, módulo de elasticidade da matriz da resina, concentração de radicais livres e temperatura de transição vítrea. As medições foram comparadas com a espessura do compósito remanescente após raspar o compósito não fotoativado completamente (mole). Houve uma diminuição progressiva no grau de conversão e microdureza, com o aumento da profundidade de ambas as propriedades, exibindo 80% dos seus valores da superfície superior, com 4mm e 3,8mm para as amostras de 10s, respectivamente, 5,6mm e 4,8mm para as amostras de 40s. Em contraste, observou-se uma rápida diminuição do módulo de elasticidade em torno de 2,4mm para as amostras de 10s e de 3,0mm para as amostras de 40s.

## **PROPOSIÇÃO**

O propósito deste estudo foi de avaliar “in vitro” o efeito que dois sistemas restauradores [1. à base de Bis-GMA (Filtek Z350XT – 3M ESPE) e 2. à base de Silorano (Filtek P90 – 3M ESPE)], e duas técnicas de fotoativação (1. convencional e 2. pulso tardio), têm sobre a resistência à fratura, sob compressão, de restaurações do tipo MOD realizadas em pré-molares humanos.



# MATERIAIS E MÉTODOS

## 1. Materiais

Para a realização do experimento foram utilizadas duas resinas compostas:

**1.1.** uma nanoparticulada com matriz à base de Bis-GMA, a Filtek Z350XT (3M ESPE), utilizada com um adesivo de condicionamento total, o Adper Single Bond2 (3M ESPE).

Figura 1: Filtek Z350XT + sistema adesivo Adper Single Bond2 ( 3M ESPE).



**1.2.** Uma microhíbrida com matriz à base de Silorano, a Filtek P90 (3M ESPE), utilizada com um adesivo autocondicionante específico, da Filtek P90 (3M ESPE).

Figura 2: Filtek P90 + sistema adesivo Filtek P90 (3M ESPE).



Tabela 1: Composição dos sistemas adesivos e resinas compostas, com seus respectivos fabricantes (conforme perfil técnico do fabricante).

| <b>Fabricante</b>                     | <b>Carga orgânica</b>  | <b>Carga Inorgânica</b>   | <b>Composição: sistema adesivo</b>   |
|---------------------------------------|--|---|--|
| 3M<br>ESPE<br>St. Paul,<br>MN,<br>USA | FiltekP90<br><br>Monômeros:<br>3,4Epoxy cyclohexylethyl cyclopolymethylsiloxane,<br>Bis-3,4epoxycyclohexylethylphenyl methylsilane | quartz,<br>yttriumfluoride;<br>76 wt%<br>0.05–5.0 $\mu\text{m}$                   | Two-bottle self-etch adhesive system Silorane:<br>Primer: phosphorylated methacrylates, polyalquenoic acid copolymer, bis-GMA, HEMA, water, ethanol, silica filler<br>Adhesive Bond: hydrophobic functional monomers, camphorquinone, silica filler  |
| 3M<br>ESPE<br>St. Paul,<br>MN,<br>USA | Filtek Z350XT<br><br>Monômeros:<br>Bis-GMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA   | 78,5 wt%<br>20nm<br>(silica), 0.6–1.4 $\mu\text{m}$<br>(zirconia/silica clusters) | One-bottle etch-and-rinse adhesive system Adpter Single Bond2: ethyl alcohol (25–35 Wt%); silane-treated silica (nanofiller); BisGMA; HEMA glycerol 1,3-dimethacrylate; copolymer of acrylic and itaconic acid; diurethanedimethacrylate; water( 5%) |



## **2. Métodos**

### **2.1 Obtenção dos dentes:**

Foram utilizados 56 pré-molares superiores, humanos e recém extraídos (no máximo 6 meses) por motivos alheios à pesquisa (ex: razões ortodônticas ou periodontais), com consentimento e respectivo termo de doação do dente assinado pelo doador (anexo 2). Antes do início da coleta dos dentes o presente protocolo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC (Universidade Federal de Santa Catarina), protocolo nº 27926 (anexo 1) sendo a pesquisa iniciada após a aprovação. Os 56 dentes extraídos foram raspados com cureta periodontal, limpos com pasta de pedra pomes e água, e armazenados em solução de 0.1% de timol e 0.9% de soro fisiológico, com PH= 7,0, e temperatura ambiente mantida até o momento do experimento, para evitar-se o crescimento bacteriano.

Figura 3: Pré-molares superiores recém-extraídos.



### **2.2 Formação dos grupos e montagem dos espécimes:**

Foram formados quatro grupos com 14 espécimes cada um. As dimensões dos dentes foram determinadas pela mensuração com paquímetro digital, nos sentidos vestibulo-lingual e ocluso-cervical. A distribuição dos espécimes nos grupos foi realizada de modo que dentes de diferentes dimensões ficassem dispostos de maneira equilibrada nos diferentes grupos, evitando-se, assim, que dentes com dimensões maiores ou menores ficassem concentrados em um único grupo.

Os espécimes foram incluídos em tubos de PVC (25 mm X 25 mm), com resina quimicamente ativada (Classico Jet, rosa, Campo Limpo Pta, SP). Foram posicionados perpendicularmente à base e mantendo-se o acrílico a 2mm do limite amelo-cementário (LAC), para simular-se o nível ósseo de sustentação de um dente sadio. Quando da ocorrência de discrepâncias entre as alturas das cúspides no sentido ocluso-cervical, foi realizado desgaste da cúspide vestibular para obtenção de cúspides do mesmo tamanho.

No Grupo 1 foi utilizada a fotoativação convencional, restauração com Filtek Z350XT (3M ESPE) e adesivo Adper Single Bond2 (3M ESPE). No Grupo 2 a fotoativação foi por pulso tardio e as restaurações com Filtek Z350XT (3M ESPE) e adesivo Adper Single Bond2 (3M ESPE). No Grupo 3 a fotoativação foi convencional e as restaurações com Filtek P90 (3M ESPE) e adesivo próprio da Filtek P90 (3M ESPE). No Grupo 4 a fotoativação foi por pulso tardio e as restaurações com Filtek P90 (3M ESPE) e adesivo próprio da Filtek P90 (3M ESPE), como descrito na Tabela 1, e apresentado na figura 2 e 3.

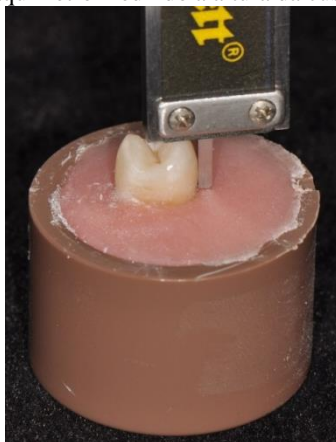
Tabela 2: Grupos testados nas variáveis sistema restaurador (resina/sistema adesivo) e método de fotoativação.

| GRUPO          | RESINA      | SISTEMA     | FOTOATIVACÃO | FABRICANTE |
|----------------|-------------|-------------|--------------|------------|
| <b>ADESIVO</b> |             |             |              |            |
| 1              | Filtek Z350 | Single Bond | Convencional | 3M ESPE    |
| 2              | Filtek Z350 | Single Bond | Pulso Tardio | 3M ESPE    |
| 3              | Filtek P90  | Adesivo P90 | Convencional | 3M ESPE    |
| 4              | Filtek P90  | Adesivo P90 | Pulso Tardio | 3M ESPE    |

Figura 4: Paquímetro medindo a distância vestibulo-lingual do dente.



Figura 5: Paquímetro medindo a altura da cúspide lingual.



### **2.3. Preparo Cavitário MOD dos dentes para receber as restaurações**

Preparos MOD com remoção do teto da câmara pulpar foram realizados nos espécimes, visando o enfraquecimento da estrutura coronária, tal como ocorre nos dentes tratados endodonticamente. Foram utilizadas pontas diamantadas cilíndricas (KG Sorensen 1141), com o auxílio de caneta de alta rotação refrigerada com água destilada, o que possibilitou a obtenção de desgastes axiais os mais paralelos possíveis aos longos eixos dos dentes. Estabeleceu-se a margem gengival a 1 mm aquém do limite amelo/dentinário, baseado no estudo de Palin W.M, 2005. As dimensões dos preparos foram proporcionais ao tamanho dos dentes, de modo que o istmo da cavidade (vestíbulo-lingual) abrangesse  $\frac{1}{2}$  da distância do equador dentário.

Figura 6: Dente sendo preparado com caneta de alta rotação.

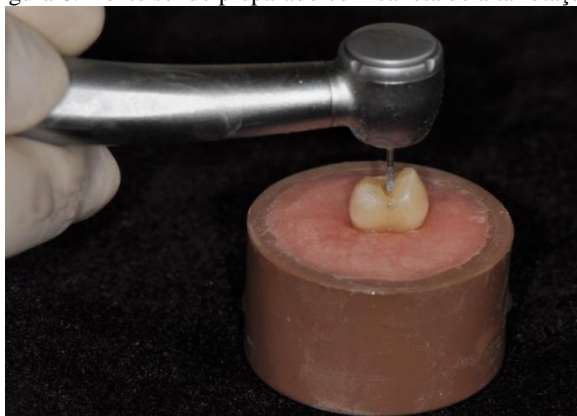


Figura 7: Paquímetro medindo as dimensões da cavidade do tipo MOD.



## 2.4. Restaurações

Os dentes dos grupos 1 e 2 foram condicionados com ácido fosfórico 37%, durante 30 segundos no esmalte e 15 segundos na dentina, lavados por 30 segundos com água (seringa tríplice), e secos com jato de ar no esmalte, sendo a dentina protegida e seca com bolinha de algodão. Nos dentes dos grupos 3 e 4 foi realizado o condicionamento com ácido fosfórico 37% apenas nas margens de esmalte, por 30 segundos (VAN LANDUYT et al., 2006), lavagem por 30 segundos com água (seringa tríplice) e secagem do esmalte com jatos

de ar após a prévia colocação de bolinhas de algodão na cavidade, que serviu para secagem da dentina e proteção contra o jato de ar aplicado. Na sequência, foi realizada a aplicação e fotoativação (Ultra-Lume Led 5, ULTRADENT, USA) dos sistemas adesivos, conforme recomendações do fabricante, sendo 10 segundos para o Adper Single Bond2; 10 segundos para o Primer e 10 segundos para o adesivo do sistema Filtek P90. Nos grupos 1 e 3 (fotoativação convencional) foi aplicada resina composta pela técnica incremental (incrementos de 2mm), sendo a fotoativação realizada em cada incremento, durante 40 segundos, com aparelho do tipo LED (Ultra-Lume Led 5, ULTRADENT, USA), com intensidade de  $500 \text{ mW/cm}^2$ , aferida com radiômetro (Demetron). Nos grupos 2 e 4 (fotoativação por pulso tardio) a aplicação da resina composta também foi incremental (incrementos de 2mm), porém, sendo cada incremento fotoativado com aparelho do tipo LED (Ultra-Lume Led 5, ULTRADENT, USA), inicialmente, durante 5 segundos, com  $300 \text{ mW/cm}^2$ , devidamente aferidos com radiômetro (Demetron). A obtenção dos  $300 \text{ mW/cm}^2$  foi possível através da confecção e colocação de um espaçador de resina acrílica (figura 8). Após um período de 5 minutos foi realizada nova fotoativação, também com LED, durante 40 segundos, com intensidade de  $500 \text{ mW/cm}^2$ , devidamente aferidos. A fotoativação descrita foi repetida para cada incremento.

Figura 8: Espaçador de resina acrílica posicionado no fotopolimerizador



O espaço referente à câmara pulpar foi preenchido por resina composta, com o intuito de aumentar a resistência da estrutura dental remanescente. Após, os dentes restaurados foram armazenados em água destilada a  $37^\circ\text{C}$ , em estufa microbiológica. Decorridas 24 horas, os

espécimes foram polidos e submetidos ao teste de compressão, a fim de se avaliar a resistência à fratura (restauração e/ou dente). Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística.

Figura 9: Fotoativador LED (Ultra-Lume Led 5, ULTRADENT, USA).



Figura 10: Fotoativação da restauração do dente.

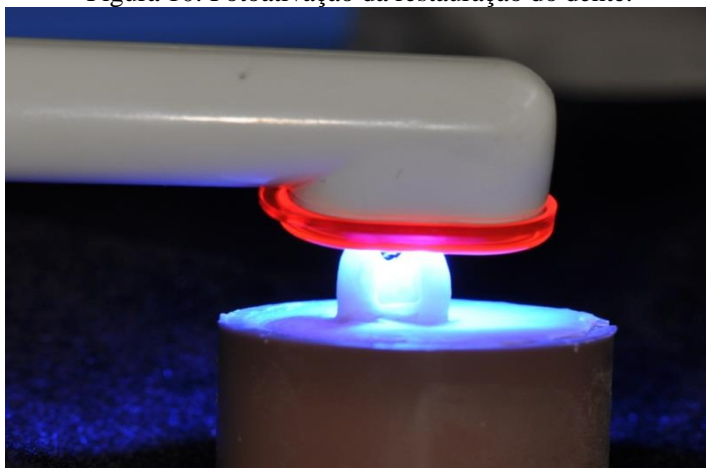


Figura 11: Radiômetro específico para LEDs (DEMETRON) aferindo a potência do fotoativador.



## 2.5. Teste de Resistência à Fratura

Os espécimes foram posicionados perpendicularmente à base (parte inferior) da máquina de ensaios mecânicos (Instron, 4444, Canton, M.A, USA), de modo que a base do tubo de PVC ficasse na horizontal. A haste metálica com ponta ativa cilíndrica/arredondada, com diâmetro de 4 mm, foi fixado na parte superior da máquina de ensaios mecânicos, de modo a contatar simultaneamente as vertentes vestibular e palatina da face oclusal. Em seguida a máquina de ensaios foi acionada a uma velocidade de 0,5 mm/min. Até a fratura dos espécimes.



Figura 12: Peça cilíndrica/arredondada para ensaio de compressão e Ensaio de compressão na máquina de testes (Instron 4444).



Figura 13: Dente fraturado



Figura 14: Padrão de fratura dos dentes



## RESULTADOS

Os valores médios de resistência à fratura (newtons), por compressão, de pré-molares humanos com cavidades de classe II (MOD), restaurados com os compósitos Filtek P90 (3M ESPE) ou Filtek Z350XT (3M ESPE), aplicando-se os dois tipos de fotoativação (convencional ou pulso tardio), são apresentados na Tabela 2 e ilustrados no Gráfico da Figura 13. Os valores individuais de cada espécime são apresentados nas tabelas 4, 5, 6 e 7 nos anexos. Após a aplicação de ANOVA2, verificou-se que o compósito Filtek P90 (3M ESPE) apresentou resultado estatisticamente similar ao do compósito Filtek Z350XT (3M ESPE), nos dois tipos de fotoativação ( $p>0,05$ ).

No caso do compósito Filtek Z350XT, apesar da fotoativação por pulso tardio proporcionar maior resistência à fratura dos pré-molares, comparativamente à fotoativação convencional, ANOVA2 indicou que a diferença não foi estatisticamente significativa ( $p>0,05$ ). No caso do P90, também houve similiaridade estatística entre os dois tipos de fotoativação ( $p>0,05$ ).

Tabela 3 - Valores médios de resistência à fratura, por compressão (newtons), de restaurações MOD de resina composta nos diferentes grupos avaliados (n=14).

| <b>Resina composta</b>                  | <b>Fotoativação convencional</b> | <b>Fotoativação por pulso tardio</b> |
|---|----------------------------------|--------------------------------------|
| Filtek Z350XT + Adper Single Bond       | 1157,98 (444,62) Aa              | 1404,14 (391,82) Aa                  |
| Filtek P90 + sistema adesivo Filtek P90 | 1255,30 (422,34) Aa              | 1213,76 (419,95) Aa                  |

\* Valores médios seguidos pela mesma letra maiúscula em uma mesma linha ou pela mesma letra minúscula em uma mesma coluna são estatisticamente similares, ANOVA 2 (5%).

\* Desvio padrão entre parênteses.

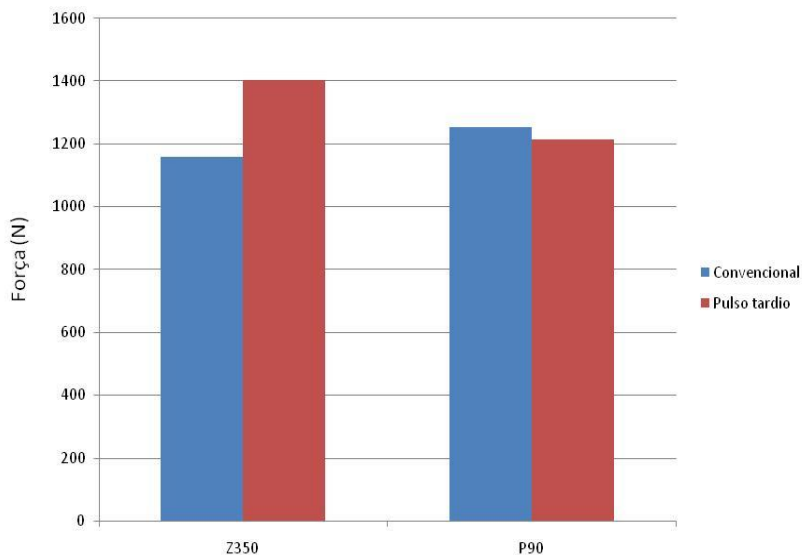


Figura 15: Representação gráfica dos valores médios de resistência à fratura, por compressão (newtons), de restaurações MOD de resina composta nos diferentes grupos avaliados (n=14).

## DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à fratura, por compressão, de restaurações MOD confeccionadas com remoção do teto da câmara pulpar, com dois compósitos (Filtek P90, matriz à base de Silorano; 3M ESPE e Filtek Z350XT, matriz à base de Bis-GMA, 3M ESPE) e duas técnicas de fotoativação (convencional e pulso tardio), em pré-molares superiores humanos. O teto da câmara pulpar foi removido visando simulação de um submetido à endodontia, portanto, estruturalmente enfraquecido.

De acordo com os fabricantes e pesquisadores, as propriedades mecânicas dos compósitos restauradores recentemente disponibilizados no comércio odontológico são superiores de uma forma geral às outras gerações anteriores, tornando a aplicação dos mesmos viável em todos os tipos de cavidades (VAN DIJKEN, 2010). Assim, vários estudos “in vivo”, que avaliaram a longevidade das restaurações de compósitos em dentes posteriores, mostraram que as principais razões para falhas foram cáries e fraturas (DA ROSA et al., 2011).

Adicionalmente, ressalta-se que é freqüente a quantidade de pré-molares superiores, tratados endodonticamente, com perda de dentina coronária, amplo istmo cavitário, e com ocorrência de fratura. Consequentemente, necessária é a tomada de decisão tanto em relação ao material quanto as técnicas (direta e indireta) mais apropriadas para o restabelecimento da estética e função, tendo-se, ao mesmo tempo, bom prognóstico em relação à longevidade do procedimento. A resina composta, possivelmente, seria uma boa escolha, pois em conjunto com um sistema adesivo permite a manutenção do máximo de estrutura dental quando da realização de uma restauração. Porém, durante o processo de fotoativação do compósito, pode ocorrer uma elevada tensão interna (encolhimento) que pode ser suficiente para um deslocamento da camada adesiva na interface dente-restauração, e/ou causar microfraturas no esmalte cervical, o que pode provocar problemas como redução da resistência à fratura e aumento da microinfiltração (FERRACANE, 2008).

Os testes laboratoriais demandam menor consumo de tempo e têm baixo custo quando comparados aos estudos clínicos. Assim, os estudos “in vitro” são cada vez mais utilizados, devido à rapidez com que novos materiais são lançados no mercado, possibilitando uma previsão em relação ao desempenho clínico desses materiais. Os resultados dos testes “in vitro” têm consistentemente proporcionado a

base das recomendações de como os dentistas devem usar os compósitos em suas rotinas clínicas (HEINTZE, 2012).

No presente estudo não se verificou influência relacionada à matriz polimérica, no que tange à resistência à fratura, por compressão, de restaurações MOD em pré-molares. Assim sendo, a princípio, a hipótese foi aceita, pois a matriz de Silorano da Filtek P90 (3M ESPE) e a matriz de Bis-GMA da Filtek Z350 XT (3M ESPE), não proporcionaram diferença estatisticamente significativa no que se refere à resistência à fratura, sob ensaio de compressão. De acordo com tais resultados, provavelmente, a resistência mecânica da estrutura dental também não foi afetada. Ressalta-se, porém, que os dois compósitos têm quantidades e tipos de carga diferentes, que também exercem influência sobre a contração de polimerização e resistência mecânica. Ressalta-se, assim, que a princípio, as diferentes quantidades e tipos de carga também não exerceram efeito significativo na propriedade avaliada.

No caso da matriz de Silorano, espera-se baixa contração associada à fotoativação, pois a polimerização ocorre por abertura de anéis catiônicos (Eick et al., 2007). Esse tipo de polimerização (reticulação) pode trabalhar para redução nas fendas marginais, podendo o citado material ser recomendado para cavidades com fator de configuração elevado, onde é necessário baixo encolhimento e baixa tensão de contração, como no caso das cavidades preparadas para este estudo. A química de abertura do anel do Silorano possibilitou, pela primeira vez, uma contração de polimerização (encolhimento) inferior a 1% em volume e associada a parâmetros mecânicos de resistência à flexão comparáveis aos aceitos clinicamente para os compósitos à base de Bis-GMA (WEINMANN, THALACKER e GUGGENBERGER, 2005). No entanto, no estudo de Leprince et al. (2010), a Filtek P90 (3M ESPE) mostrou um menor módulo de elasticidade, o que pode ser considerado uma desvantagem clínica em áreas de alta força oclusal.

A Filtek Z350XT também é um compósito novo, não devido à matriz polimérica e sim no que se refere às partículas de carga desenvolvidas a partir de processos envolvendo nanotecnologia. Assim, espera-se que o citado compósito apresente boas propriedades químicas e mecânicas, e, no que tange a microinfiltração, também seja mais vantajoso em função da maior quantidade de carga e menor quantidade de monômero. Quanto à resistência à fratura, também pode ser explicada pelo seu conteúdo de partículas de carga, ou seja, a presença de partículas de carga na forma de esfera e dos aglomerados de nanopartículas [8 WT% de sílica (20-75 nm de diâmetro) e 71 WT% de sílica/zircônia nanopartículas (0,6-1,4 µm de diâmetro)]. As citadas

partículas de carga são conhecidas por exibirem uma melhor resistência à fratura comparativamente aos compósitos com partículas com formas irregulares e que apresentam regiões onde ocorrem altas concentrações de tensões, mais precisamente nas bordas das partículas, como encontrado na Filtek P90, um compósito microhíbrido com formas irregulares de partículas, de 0,1 a 1 $\mu$ m (LEPRINCE et al, 2010).

Assim, sugere-se que as similaridades verificadas nos resultados do presente estudo estejam, possivelmente, relacionadas às composições dos dois compósitos.

Mais precisamente, à matriz à base de silorano da Filtek P90, que proporciona baixa contração de polimerização (baixo encolhimento); e às partículas de carga da Filtek Z350XT, que, por sua morfologia e concentração, compensa a contração de polimerização da matriz à base de Bis-GMA do citado compósito.

Percebe-se, além das similaridades nos resultados do presente estudo, que ambos compósitos: à base de Bis-GMA Filtek Z350XT, com a nanotecnologia; ou à base de Silorano Filtek P90, com a nova matriz de Silorano; surgiram há poucos anos, quase ao mesmo tempo, trazendo novas tecnologias e pertencendo ao mesmo fabricante. Completando-se os achados dos estudos “in vitro”, e sabendo que a caracterização da resposta do tecido é um fator chave para fundamentar o uso de novos materiais, Ruiz-de-Castaneda et al. (2012), em recente estudo “in vivo”, concluíram que a Filtek Z350XT é composta de nanopartículas e nanoaglomerados, os quais podem reduzir o espaço intersticial e, por consequência, reduzir a quantidade de compostos orgânicos a serem liberados da matriz, causando menos citotoxicidade e, consequentemente, menor irritação pulpar. Já o Filtek P90, com novo modo de reticulação, é promissor no que se refere à redução da liberação de componentes não curados, o que, por consequência, também causa menor citotoxicidade.

Um fato importante que poderia restringir o sucesso clínico de restaurações adesivas é a falha na interface dente-restauração, devido à sensibilidade da ligação e à tensão de contração de fotoativação (PAPADOGIANNIS et al., 2009). Tais particularidades merecem atenção especial no presente estudo, onde pré-molares superiores, com remoção completa do teto da câmara pulpar, foram preparados com cavidades de classe II, MOD, que apresentam alto fator de configuração cavitária (fator C). No entanto, os sistemas adesivos contemporâneos podem resistir à tensão e manter a integridade, embora isso possa causar o movimento de cúspides e / ou sensibilidade, conduzindo a uma

provável falha na adesão e formação de fendas em algumas situações (WATTS e SATTERTHWAIT, 2008).

No presente estudo foi utilizado um sistema adesivo autocondicionante de dois passos (sistema adesivo Filtek P90), que se torna necessário para a Filtek P90, devido a sua especificidade. O sistema apresenta um “primer” autocondicionante hidrofílico, para reagir com a lama dentinária, e um adesivo hidrofóbico, para aderir a Filtek P90, que é também hidrofóbica. No caso da Filtek Z350XT(3M ESPE), o adesivo usado foi o Adper Single Bond2, um sistema adesivo de frasco único (tipo 2 em 1) e de condicionamento total. Com relação ao sistema Adper Single Bond2, existe também a presença de componentes hidrofílicos em maior concentração, além do tipo e quantidade de solvente. Isso proporciona uma menor viscosidade ao sistema adesivo, com uma melhor capacidade de “molhamento” e penetração na dentina, formando tags e uma camada híbrida capaz de suportar as forças oriundas da mastigação (KITUTI et al., 2012). Destaca-se, por outro lado, que no estudo de Haiyan et al. (2011), diversos fatores como: composição do compósito, geometria da cavidade e técnica restauradora, influenciaram na integridade da interface adesiva dente-restauração.

Ainda no que se refere ao efeito que a menor contração de polimerização poderia ter na resistência mecânica, sob compressão, de restaurações MOD em pré-molares foi aceita a hipótese de que a técnica do pulso tardio, que propõe uma pré-geleificação e uma taxa mais lenta de conversão, com consequente melhor fluxo do compósito, não influencia na citada propriedade. Portanto, a utilização de uma fotoativação de pulso tardio, assim como no estudo de Chan et al. (2008), não melhorou o desempenho dos espécimes em relação à resistência à fratura, por compressão, como consequência da redução do estresse de contração de polimerização.

Outro fator que pode ter colaborado para que as diferentes composições de matriz polimérica não mostrassem diferença estatisticamente significativa foi o uso da técnica incremental, em que foram usados três incrementos de compósito, fotoativados separadamente. Esse procedimento pode ter minimizado a contração de polimerização, proporcionando uma melhor preservação da camada adesiva junto às paredes do dente, o que pode resultar em uma maior resistência à fratura.

Dentes com cavidades grandes (MOD), como neste estudo, com alto fator C e maior fragilidade estrutural devido à simulação de tratamento endodôntico, demonstraram em todos os grupos



experimentais um resultado excelente, pois todos proporcionaram valores maiores que a força mastigatória fisiológica humana, que é entre 8 e 880 N (BATES, STANFFORD, HARRISON, 1967), fraturando apenas com forças acima de 1157,98 newtons, conforme tabela 3. Semelhante resultado foi observado no estudo de Batalha-Silva et al. (2013), ultrapassando cargas mastigatórias de uma oclusão fisiológica normal e chegando a valores de forças de trauma ou acidente não comuns no dia a dia. Outro achado importante foi relacionado ao fato das fraturas terem ocorrido, em sua maioria, na face palatina (96,4%) dos espécimes, e sendo todas reparáveis (100%).

Como visto, as duas hipóteses em estudo foram aceitas. Ou seja, tanto a matriz polimérica (Bis-GMA ou Silorano) quanto à fotoativação (convencional ou pulso tardio) e até mesmo as diferenças relacionadas à carga não influenciaram a resistência à fratura, por compressão, de pré-molares restaurados com compósito em cavidades de classe II do tipo MOD, com remoção do teto da câmara pulpar. Todavia, ressalta-se que novos estudos envolvendo variáveis não abordadas no presente trabalho, como, por exemplo, a avaliação da matriz polimérica e do tipo e quantidade de carga de forma isolada, diferentes intensidades de luz durante a fotoativação e/ou diferentes tipos de cavidade, poderão confirmar ou não os resultados da presente pesquisa.



## CONCLUSÃO

Respeitando-se as limitações de um estudo “in vitro”, a partir dos resultados da presente pesquisa, é possível concluir-se que:

1. Com relação à resistência à fratura, por compressão, de pré-molares com restaurações de classe II (MOD), os dois compósitos, com diferentes composições de matriz polimérica (Filtek P90 e Filtek Z350XT), proporcionaram resultados estatisticamente similares.
2. Com relação à técnica de fotoativação, a técnica convencional e a de pulso tardio demonstraram desempenho estatisticamente similar no que diz respeito à fratura, por compressão, de pré-molares com restaurações do tipo MOD.



## REFERÊNCIAS

ALVES E.B.; ALONSO R.C.B.; CORRER G.M.; CORRER A.B.; MORAES R.R.; SINHORETI M.A.C.; CORRER-SOBRINHO L. Transdental photo-activation technique: hardness and marginal adaptation of composite restorations using different light sources. **Operative Dentistry**, v.34, n.4, p.421-425, 2008.

ANUSAVICE K.J. Resinas para restauração. **Phillips materiais dentários**, Rio de Janeiro, ed. Guanabara Koogan, cap. 12, p. 161-177, 1998.

ASMUSSEN E; PEUTZFELDT A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. **Acta odont. Scand.**, v. 60, p.146-54, 2002.

BATALHA-SILVA, S.; ANDRADA M.A.C.; MAIA H.P.; MAGNE P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: Direct versus CAD/CAM inlays. **Dent. Mater.**, v.29, p.324-331, 2013.

BATES JF, STAFFORD GD, HARRISON A. Masticatory function – a review of the literature.III. Masticatory performance and efficiency. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.3, p.57–67, 1976.

BOARO L.C.C.; GONÇALVES F.; GUIMARÃES T.C.; FERRACANE J.L.; VERSLUIS A.; BRAGA R.R. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. **Dent. Mater.**, v.26, p.1144-1150, 2010.

BOUSCHLICHER M.R.; RUEGGERBERG F.A. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. **J Esthet Dent.**, v. 12, p. 328-39, 2000.

BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **Journal Dental Research**, v. 34, n. 6, p. 849-853, dec.1955.

CABRERA E.; MACORRA J.C.; Microtensile bond strength distributions of three composite materials with different polymerization shrinkages bonded to dentin. **J. Adhes Dent.**, v.13:p.39-38, 2011.

CHAN D.C.N.; BROWNING W.D.; FRAZIER K.B.; BRACKETT M.G. Clinical evaluation of the soft-start (pulse-delay) polymerization technique in class I and II composite restorations. **Oper. Dent.**, v.33, n.3, p.265-271, 2008.

CHRISTENSEN, R. P. Resin polymerization problems – are they caused by resin curing lights, resins formulations, or both? **Comp. Cont. Educ. Dent.**, v. 20, p. 42-54, 1999.

CORCIOLANI G.; VICHI A.; DAVIDSON C.L.; FERRARI M.; The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. **Oper. Dent.**, v.33, n.3, p.325-331, 2008.

D'ALPINO P.H.P.; BECHTOLD J.; SANTOS P.J.; ALONSO R.C.B.; DI HIPÓLITO V.; SILIKAS N.; RODRIGUES F.P. Metacrylates-and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gap formation as a function of energy dose. **Dent. Mater.**, v.27, p.1162-1169, 2011.

DA ROSA R.P.A.; DONASSOLLO T.A.; CENCI M.S.; LOGUÉRICO A.D.; MORAES R.R.; BRONKHORST E.M.; et al. 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. **Dent. Mater.**, v. 27, p.955–63, 2011.

DAVIDSON C.L; DE GEE A.J. Light –curing units, polymerization and clinical implications. **J Adhes Dent.**, v. 2, p. 167-73, 2000.

DAWAELE M.; ASMUSSEN E.; PEUTZFELD A.; MUNKSGAARD E.C.; BENETTI A.R.; FINNÉ G.; LELOUP G.; DEVAUX J. Influence of curing protocolo n selected properties of light-curing polymers: degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. **Dent. Mater.**, v.25, p.1576-1584, 2009.

DUARTE JR. S.; BOTTA A.C.; PHARK J.H.; DR. MED DENT; SADAN A. Select mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restauration. **Quintessence Intern.**, v.40, n.8, p. 631-638, 2009.

EICK J.D.; KOTHA S.A.; CHAPPELOW C.C.; KILWAY K.V.; GIESE G.J.;GLAROS A.G.; PINZINO C.S. Properties of silorane-based dental

resins and composites containing a stress-reducing monomer. **Dent Mater.**, v.23, p.1011–1017, 2007.

FERRACANE J.L. Placing Dental Composites— A Stressful Experience, Buonocore Memorial Lecture. **Oper. Dent.**, v. 33, n.3, p.247-257, 2008.

FRANCO E.B.; LOPES L.G. Contração de polimerização x adaptação marginal de restaurações em resina composta: abordagem atual. **Rev. Fac. Odontol. Univ. Passo Fundo**, v.5, n.1, p.37-41, jan/jun, 2000.

HAYAN L.; JIANYING L.; XIAOFEI Y.; XIAOZHOU L.; ALEX S-L.F. Non-destructive examination of interfacial debonding using acoustic emission. **Dent. Mater.**, v.27, p.964-971, 2011.

HEINTZE S.D. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. **Dent. Mater.**, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2012.07.158>, 2012.

KEMP – SCHOLTE C.M.; DAVIDSON C.L. Marginal sealing of curing contraction gaps in class V composite resin restaurations. **J. Dent Res.**, v.67, p.841-5, 1998.

KIKUTI W.Y.; CHAVES F.O.; DI HIPÓLITO V.; RODRIGUES F.P.; D'ALPINO P.H.P. Fracture resistance of teeth restored with different resin-based restorative systems. **Braz. Oral Res.**, v.26, n.3, p. 275-81, may-jun, 2012.

KOPPERUD HM, SCHMIDT M, KLEVEN IS. Elution of substances from a silorane-based dental composite. **Eur J Oral Sci.**, v. 118, p. 100–102, 2010.

KRIFKA S.; FEDERLIN M.; HILLER K.A.; SCHMALZ G. Microleakage of silorane-and methacrylate-based classV composite restorations. **Clin. Oral Invest.**; DOI 10.1007/s00784-011-0619-7, 2011.

KWON Y.; FERRACANE J.; IN-BOG LEE; Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. **Dent. Mater.**, v.28, p.801-809, 2012.

LABELLA R.; LAMBRECHTS P.; VANHERLE G. Buonocore memorial lecture: evaluation of clinical performance for posterior composites and filled adhesives .**Oper. Dent.**, v.12, p. 53-78,1987.

LEPRINCE J.G.; PALIN W.M.; MULLIER T.; DEVAUX J.; VEVREN J.; LELOUP G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.37, p.364–376, 2010.

LEPRINCE J.G.; PALIN W.M.; HADIS M.A.; DEVAUX J.; LELOUP G. Progress in dimetacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. **Dent. Mat.**, v. 29, p. 139-156, 2013.

LIM B.S.; FERRACANE J.L.; SAKAGUCHI R.L.;CONDON J.R. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. **Dent. Mat.**, v.18, p.436-444, 2002.

LOPES M.B.; VALARINI N.; MOURA S.K.; GUIRALDO R.D.; GONINI R. A. Photoelastic analysis of stress generated by a silorane-based restoration system. **Braz. Oral Res.**, v.25, n.4; p.302-306, 2011.

MARCHESI G.; BRESCHI L.; ANTONIOLLI F.; DI LENARDA R.; FERRACANE J.; CADENARO M.; Contration stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. **Dent. Mater.**, v.26, p.947-953, 2010.

NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **Journal Biomedical Materials Research**, United States, v.16, n.3, p.265-273, 1982.

PALIN W.M.; FLEMING G.J.P.; NATHWANI H.; BURKE F.J.T.; RANDALL R.C. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. **Dent. Mater.**, v.21, p.324-335, 2005.

PAPADOGIANNIS D.; KAKABOURA A.; PALAGHIAS G.; ELIADES G. Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. **Dent. Mater.**, v.25, p.1509-1516, 2009.



PETROVIC L.M.; DROBAC M.R.; STOJANAC I.L.J.; ATANACKOVIC T.M.; A method of improving marginal adaptation by elimination of singular stress point in composite restorations during resin photo-polymerization. **Dent. Mater.**, v.26, p.449-455, 2010.

RUEGGERBERG F.A.; CAUGHMAN F.W.; CURTIS JR. J.W.; DAVIS C.H. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. **Am J Dent**, v. 6, p. 91-95, 1993.

RUIZ-DE-CASTAÑEDA E.; GATÓN-HERNÁNDEZ P.; RODRIGUES E.G.; SILVA R.A.B.; NELSON-FILHO P.; SILVA L.A.B. Pulpal and periapical response after restoration of deep cavities in dogs' teeth with Filtek Silorane and Filtek Supreme XT systems. **Oper. Dent.**, v.37, n.5, p.1-9, 2012.

SAKAGUCHI R.L.; WILTBANK B.D.; MURCHISON C.F. Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance. **Dent. Mater.**, V. 20, p. 402-7, 2004.

SCHNEIDER L.F.; CAVALCANTE L.M.; SILIKAS N.; WATTS D.C. Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. **Journal of Oral Science**, v.53, n.4, p.413-419, 2011.

SOH M.S.; YAP A.U.J.; SIOU K.S. Post-gel shrinkage with different modes of LED and halogen light curing lights. **Oper. Dent.** V. 29, p.317-24, 2004.

MIN S.H.; FERRACANE J.; LEE I.B. Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stage. **Dent. Mater.**, v. 26; p.1024–1033, 2010.

VAN DIJKEN J.W.V. Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: a 12-year follow-up. **J. Dent.**, DOI 10.1016/j.jdent2010.02.007, 2010.

VAN ENDE A.; DE MUNCK J.; MINE A.; LAMBRECHTS P.; VAN MEERBEEK B. Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? **Dent. Mater.**, v.26, p.215-222, 2010.

VAN LANDUYT K.L.; KANUMILLI P.; DE MUNCK J.; PEUMANS M.; LAMBRECHTS P.; VAN MEERBEEK B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acidetching. **Journal of Dentistry**, v.34, n.1, p. 77-85, 2006.

WATTS D.C.; SATTERTHWAITE J.D. Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. **Dent Mater.**, v.24: p.1–8, 2008.

WEINMANN W.; THALACKER C.; GUGGENBERGER R. Siloranes in dental composites. **Dent Mater.**, v. 21: p.68–74, 2005.

WENDT JR. S.L.; HARRIS B.M.; HUNT T.E. Resistance to fracture in endodontically treated teeth. **Dent. Mater.** , v.3, p. 232-235, 1987.

## **ANEXOS**



## Anexo 1

Plataforma Brasil - Ministério da Saúde  
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

### PROJETO DE PESQUISA

Título: Resistência à fratura de restaurações MOD: efeito da matriz resinosa e do método de fotoativação.

Área Temática: Área 5. Novos procedimentos ainda não consagrados na literatura. ;

Pesquisador: Luiz Henrique Maykot Prates Versão: 1  
Instituição: Universidade Federal de Santa Catarina CAAE:  
01434912.9.0000.0121

### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 27926

Data da Relatoria: 28/05/2012

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um Projeto de Dissertação de Mestrado intitulado: Resistência à fratura de restaurações MOD: efeito da matriz resinosa e do método de fotoativação da Área Temática: Área 5. Novos procedimentos ainda não consagrados na literatura do Programa de Pós Graduação em Odontologia da UFSC. É um estudo de delineamento experimental onde serão utilizados 60 pré-molares superiores, humanos e recém extraídos (no máximo 6 meses) por motivos alheios à pesquisa (ex: razões ortodônticas ou periodontais)

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo da pesquisa será avaliar *in vitro* o efeito que duas técnicas de fotoativação (1. convencional e 2. pulso tardio), têm sobre a resistência à fratura, sob compressão, de restaurações do tipo MOD realizadas com dois sistemas restauradores, à base de Bis-G (Filtek Z350 *in situ* 3M ESPE), e à base de Silorano (Filtek P90 *in situ* 3M ESPE), em dentes

pré-molares humanos influenciam a contração de polimerização de compósitos, com possível consequência na resistência de restaurações, do tipo MOD, em pré-molares. Também serão avaliados dois métodos de fotoativação, um convencional e o outro por pulso tardio.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Não há riscos, pois serão utilizados dentes extraídos por motivos alheios à pesquisa (ex: razões ortodônticas ou periodontais).

Benefícios: Os resultados poderão auxiliar a classe odontológica no estabelecimento de um protocolo mais atual para restaurações, do tipo MOD, de resina composta, ou mesmo desmistificar determinadas técnicas

#### Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O Projeto de Pesquisa apresenta-se com a temática bem fundamentada justificando o propósito do estudo a metodologia explícita com clareza todas as fases de seu desenvolvimento bem como a análise e interpretação e apresentação dos resultados. Por outro lado a relevância dos resultados poderá contribuir para o estabelecimento de um protocolo mais atual e apropriado para procedimentos restauradores envolvendo sistemas adesivos e resinas compostas em dentes posteriores, principalmente, em restaurações de classe II, do tipo MOD. Como também, a pesquisa aqui proposta poderá, dependendo dos resultados obtidos, desmistificar a técnica do pulso tardio em relação à melhoria de propriedades mecânicas no tipo de restauração aqui proposta.

#### Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O projeto de pesquisa apresentou toda a documentação necessária para submissão e aprovação no CEPESH/UFSC. Projeto de Pesquisa, Folha de Rosto, Declaração da Instituição, Cronograma, Orçamento, Termo de Doação de Dentes/substituição do TCLE.

#### Recomendações:

Que o estudo socialize seus resultados com a comunidade científica seja publicado e apresentado em eventos da área.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Concluo recomendando sua aprovação no CEP SH UFSC

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Sim

O presente projeto, seguido nesta data para análise da CONEP, só tem o seu início autorizado após a aprovação pela mesma.

FLORIANOPOLIS, 28 de Maio de 2012

Assinado por:  
Washington Portela de Souza





**Anexo 2**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
ÁREA DE MATERIAIS DENTÁRIOS

**1. AUTORIZAÇÃO EXPRESSA DO PACIENTE  
PARA DOAÇÃO DE DENTES**

Eu, \_\_\_\_\_,  
portador da carteira de Identidade nº \_\_\_\_\_,  
atendido no(a) \_\_\_\_\_, declaro estar  
ciente da necessidade de extração do(s) dente(s) pré-molares, devido a  
motivo (    ) ortodôntico, (    ) periodontal. Declaro, pelo presente  
instrumento, estar doando o(s) mesmo(s) e autorizo sua utilização para  
fins de estudos e/ou pesquisa, desde que sejam obedecidas as normas da  
Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, e do Comitê de Ética  
em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC.

Florianópolis, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.



### Anexo 3

**Tabela 4: Grupo 1: Filtek Z350 com fotoativação convencional**

| CP | newtons | Kgf    |
|----|---------|--------|
| 1  | 1008,0  | 102,82 |
| 2  | 1434,0  | 146,27 |
| 3  | 829,5   | 84,61  |
| 4  | 752,0   | 76,70  |
| 5  | 1074,0  | 109,55 |
| 6  | 1321,0  | 134,74 |
| 7  | 1904,0  | 194,21 |
| 8  | 1097,0  | 111,89 |
| 9  | 600,3   | 61,23  |
| 10 | 987,9   | 100,77 |
| 11 | 613,7   | 62,60  |
| 12 | 936,4   | 95,51  |
| 13 | 1937,0  | 197,57 |
| 14 | 1717,0  | 175,13 |

**Tabela 5: Grupo 2: Filtek Z350 com pulso tardio**

| CP | newtons | Kgf    |
|----|---------|--------|
| 1  | 1984,0  | 202,37 |
| 2  | 1553,0  | 158,41 |
| 3  | 1632,0  | 166,46 |
| 4  | 1102,0  | 112,40 |
| 5  | 1701,0  | 173,50 |
| 6  | 1813,0  | 184,93 |
| 7  | 1128,0  | 69,87  |
| 8  | 1574,0  | 160,55 |
| 9  | 1309,0  | 133,52 |
| 10 | 1766,0  | 180,13 |
| 11 | 1569,0  | 160,04 |
| 12 | 876,0   | 89,35  |
| 13 | 730,5   | 74,51  |
| 14 | 920,5   | 93,89  |

**Tabela 6: Grupo 3: P90 com fotoativação convencional**

| CP | newtons | Kgf    |
|----|---------|--------|
| 1  | 1290,0  | 131,58 |
| 2  | 1428,0  | 145,66 |
| 3  | 731,0   | 74,56  |
| 4  | 987,4   | 100,71 |
| 5  | 1968,0  | 200,74 |
| 6  | 1852,0  | 188,90 |
| 7  | 804,3   | 82,04  |
| 8  | 1442,0  | 147,08 |
| 9  | 1633,0  | 166,57 |
| 10 | 529,7   | 54,03  |
| 11 | 1549,0  | 157,99 |
| 12 | 1218,0  | 124,24 |
| 13 | 986,9   | 100,66 |
| 14 | 1155,0  | 117,81 |

**Tabela 7: Grupo 4: P90 com pulso tardio**

| CP | newtons | Kgf    |
|----|---------|--------|
| 1  | 1705,0  | 173,91 |
| 2  | 1237,0  | 126,17 |
| 3  | 1551,0  | 158,20 |
| 4  | 1583,0  | 161,47 |
| 5  | 665,2   | 67,83  |
| 6  | 1132,0  | 115,46 |
| 7  | 798,2   | 81,42  |
| 8  | 1016,0  | 103,63 |
| 9  | 726,5   | 74,10  |
| 10 | 832,5   | 84,91  |
| 11 | 979,3   | 99,89  |
| 12 | 1090,0  | 111,18 |
| 13 | 1993,0  | 203,29 |
| 14 | 1684,0  | 171,77 |

Tabela 8: Quadro de Análise de Variância (ANOVA 2)

| Causas da variação         | S.Q.    | G. L. | Q. M.  | Valor F | Valor P  |
|----------------------------|---------|-------|--------|---------|----------|
| Compósito                  | 30309   | 1     | 30309  | 0,1717  | 0,680281 |
| Fotoativação               | 146535  | 1     | 146535 | 0,8303  | 0,366395 |
| Compósito<br>*Fotoativação | 289700  | 1     | 289700 | 1,6415  | 0,205807 |
| Resíduo                    | 9177328 | 52    | 176487 |         |          |

Tabela 9: Valores de  $p$  a partir da comparação entre os grupos, pelo teste de Tukey (5%).

|                             | G1(média<br>1157,98) | G2 (média<br>1404,10) | G3 (média<br>1255,30) | G4 (média<br>1213,76) |
|-----------------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| G1 (Z350 –<br>convencional) |                      | 0,415707              | 0,927594              | 0,985032              |
| G2 (Z350 –<br>pulso tardio) | 0,415707             |                       | 0,785023              | 0,630320              |
| G3 (P90 –<br>convencional)  | 0,927594             | 0,785023              |                       | 0,993722              |
| G4 (P90 – pulso<br>tardio)  | 0,985032             | 0,630320              | 0,993722              |                       |

Tabela 10: Valores de  $p$  a partir da comparação entre os grupos, pelo teste t de Student (5%)

| Comparação entre grupos               | Valor de $p$ |
|---------------------------------------|--------------|
| Z350 Convencional X P90 convencional  | 0,557774     |
| Z350 pulso tardio X P90 pulso tardio  | 0,225970     |
| Z350 Convencional X Z350 pulso tardio | 0,132239     |
| P90 convencional X P90 pulso tardio   | 0,796164     |



## **Anexo 4**

Produção durante o mestrado:

Artigo submetido e em análise:

Título:

### **“REPARO EM RESINA COMPOSTA: EFEITO DO CONDICIONAMENTO ÁCIDO E DOS SISTEMAS ADESIVOS”**

Autores: Maria Goreti da Silva, Cintia da Silva Locks, Luiz Henrique Maykot Prates, Marcelo Carvalho Chain.

Revista para publicação: **FULL DENTISTRY IN SCIENCE**

### **Resumo**

O objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito do condicionamento ácido e do tipo de adesivo sobre a resistência de união de reparos em compósitos tratados com jato de óxido de alumínio. Foram confeccionados 60 discos com compósito, cor A2 (Filtek Z350 – 3M ESPE), envelhecidos por seis meses em água. Após o polimento, as superfícies foram submetidas ao jato de óxido de alumínio (45 µm) e distribuídas em seis grupos com dez espécimes cada um: G1: Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE), sem condicionamento ácido e sem “primer”; G2: Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE), após condicionamento com ácido fosfórico 37% e sem “primer”; G3: Adper Single Bond 2 (3M ESPE), sem condicionamento ácido; G4: Adper Single Bond 2 (3M ESPE), após condicionamento com ácido fosfórico 37%; G5: Adper Easy One (3M ESPE), sem condicionamento ácido; e G6: Adper Easy One (3M ESPE), após condicionamento com ácido fosfórico 37%. Os reparos foram confeccionados com o compósito Opallis (FGM), cor A2. Após 24 horas os corpos-de-prova foram submetidos aos ensaios de cisalhamento (Instron - 0,5mm/min). Os valores médios (MPa), após ANOVA2 e teste de Tukey (5%), foram: G1: 18,34 (6,73); G2: 16,49 (3,65); G3: 13,11 (3,64); G4: 19,86 (5,85); G5: 20,88 (4,82); G6: 23,48 (4,36). O condicionamento com ácido fosfórico a 37% aumentou significativamente a resistência de união dos reparos confeccionados com o sistema Adper Single Bond 2 (3M ESPE) e não proporcionou aumento significativo na resistência de união dos

reparos com os sistemas Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE) e Adper Easy One (3M ESPE).

Descritores: Adesivos dentinários, Resinas compostas, Resistência ao cisalhamento.



## **Repair in composite resin: effect of acid etching and adhesive systems.**

### **ABSTRACT:**

The aim of this study was to evaluate the effect of acid etching and type of adhesive on the bond strength of composite repairs treated with aluminum oxide. Sixty discs were fabricated with composite shade A2 (Filtek Z350 - 3M ESPE), and aged for 6 months in water. After polishing, the surfaces were subjected to the jet of aluminum oxide (45  $\mu\text{m}$ ) and divided into 6 groups with 10 specimens each: G1: Adper Scotchbond Multipurpose (ASM) (3M ESPE) without etching and without primer, G2: Adper Scotchbond Multipurpose (ASM) (3M ESPE) after etching with phosphoric acid 37% and without primer, G3: Adper Single Bond 2 (ASB) (3M ESPE) without etching, G4: Adper Single Bond 2 (ASB) (3M ESPE) after etching with phosphoric acid 37%, G5: Adper Easy One (AEO) (3M ESPE) without etching, G6: Adper Easy One (AEO) (3M ESPE) after etching with phosphoric acid 37%. Repairs were made with the composite Opallis (FGM), shade A2. After 24 hours the specimens were submitted to shear tests (Instron - 0.5 mm/min). Mean values (MPa) after ANOVA2 and Tukey test (5%) were: G1: 18.34 (6.73), G2: 16.49 (3.65), G3: 13.11 (3.64), G4: 19.86 (5.85), G5: 20.88 (4.82), G6: 23.48 (4.36). The phosphoric acid at 37% significantly increased the bond strength of repair with the system ASB and did not increase the bond strength of repair with the systems ASM and AEO.

Descriptors: Dentin-bonding agents, Composite resins, Shear strength.



São José dos Pinhais, 18 de janeiro de 2013.

Ref.: Recebimento de artigo para publicação

Prezados Drs. .:

**Maria Goreti da Silva, Cintia da Silva Locks, Luiz Henrique Maykot Prates, Marcelo Carvalho Chain**

Acusamos o recebimento do artigo “REPARO EM RESINA COMPOSTA: EFEITO DO CONDICIONAMENTO ÁCIDO E DOS SISTEMAS ADESIVOS” para publicação na revista FULL DENTISTRY IN SCIENCE, e informamos que o mesmo será enviado ao Conselho Científico para análise. Solicitamos aguardar o parecer do relator.

Agradecemos sua valorosa colaboração e, caso considere oportuno, solicitamos que divulgue nossa revista em seu círculo de relacionamento, àqueles que desejem publicar seus trabalhos.

Para informações posteriores sobre seu trabalho, anote o Código de Identificação de seu artigo: **00822**

Colocamo-nos à sua disposição para quaisquer dúvidas pelo telefone (41) 3081-4014 ou e-mail: [edicao@editoraplena.com.br](mailto:edicao@editoraplena.com.br) .

Atenciosamente,

Rosilene Rodrigues  
Ass edição – Ortho Science/ Full e PLS  
[Edicao@editoraplena.com](mailto:Edicao@editoraplena.com)